Aus dem Strahleninstitut und -klinik
der Freien Universität Berlin
im Städtischen Krankenhaus Westend
Direktor: Professor Dr. med. Heinz Oeser

DER EINFLUSS DER RADIOAKTIVITÄTSKONZENTRATIONEN AUF DAS AUFLÖSUNGSVERMÖGEN VERSCHIEDENER KOLLIMATOREN UNTER VERWENDUNG VON ^{99m}Tc UND ^{131}J

– PHANTOMUNTERSUCHUNGEN UND SZINTIGRAMME –

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

1970

vorgelegt von
Hans S. Lechermann
aus Berlin

Aus dem Strahleninstitut und -klinik der Freien Universität
Berlin im Städtischen Krankenhaus Westend
Direktor: Professor Dr.med. Heinz O e s e r

Der Einfluß der Radioaktivitätskonzentrationen auf das Auflösungsvermögen verschiedener Kollimatoren unter Verwendung von ^{99m}Tc und ^{131}J.
- Phantomuntersuchungen und Szintigramme -

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hans S. Lechermann
aus Berlin

Dekan: Professor Dr.med. Herbert L a x
Referent: Professor Dr.med. Helmut E r n s t
Korreferent: Professor Dr.med. Karl zum W i n k e l

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 3.Juni 1970

Meinen Eltern

in Dankbarkeit gewidmet

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546513_0059

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung

II. Prinzip und Methodik

2.1 Charakteristik der Nuklide ^{99m}Tc und ^{131}J

2.11 Physikalische Eigenschaften, Gewinnung Energien und Verbindungen

2.12 Biologisches Verhalten im Körper

2.13 Strahlenbelastung

2.14 Vergleich der Nuklide

2.2 Nachweisverfahren

2.21 Szintillations-Detektoren

2.22 Kollimatoren

2.23 Scanning - Manuelles Scanning
Mechanisches Scanning

2.24 Registrierung

2.3 Phantomuntersuchungen

2.31 Beschreibung der Phantome

2.32 Bestimmung der Kollimatorcharakteristika
- Isoresponselinien -

2.33 Messungen an den Phantomen und Ergebnisse

2.4 Untersuchungen an Patienten

2.41 Berechnung des Streufaktors und der Speicherung

2.42 Schilddrüsenscanning mit ^{99m}Tc und ^{131}J

2.43 Leberscanning mit ^{99m}Tc-Sulfurkolloid und ^{198}Au-Kolloid

2.44 Speicheldrüsenscanning mit ^{99m}Tc-Pertechnetat

2.45 Ergebnisse der klinischen Untersuchungen

2.5 Kritik der Methode

III. Diskussion

IV. Zusammenfassung

V. Literatursammlung

E i n l e i t u n g

Ein Problem der nuklearmedizinischen Diagnostik liegt in der Darstellung kleinvolumiger Bezirke mit unterschiedlichen Radioaktivitätskonzentrationen gegenüber der Umgebung. (Z. B. Lebermetastasen, Adenome der Schilddrüse usw.)

Ein Bezirk wird als "warm" oder "heiß" bezeichnet, wenn er eine höhere Konzentration an Radioaktivität gegenüber seiner Umgebung besitzt und als "kalt" bei geringerer oder fehlender Speicherung von Radioaktivität.

Es stellte sich die Frage, ob die Anwendung von ^{99m}Technetium bessere Ergebnisse mit einer Steigerung des Auflö - sungsvermögen bringt, verglichen mit den herkömmlichen Isotopen ^{131}Jod und ^{198}Gold. Läßt sich eine eventuelle Steigerung des Auflösungsvermögens durch Phantommessungen sowie an klinischen Beispielen nachweisen ?

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluß der Radioaktivitätskonzentration bei der Diagnose von Bezirken mit unterschiedlichen Aktivitätskonzentrationen in Abhängigkeit von der Größe dieser Bezirke - Knoten - und deren Tiefe im Gewebe am Beispiel von ^{99m}Tc darzustellen. Dabei wird das ^{99m}Technetium-Pertechnetat mit ^{131}Jod und ^{99m}Technetium-Sulfurkolloid mit ^{198}Gold verglichen.

P r i n z i p und M e t h o d i k

2.1 Charakteristik der Nuklide ^{99m}Tc und ^{131}J

2.11 ^{99m}Technetium: Physikalische Eigenschaften, Gewinnung, Energien und Verbindungen

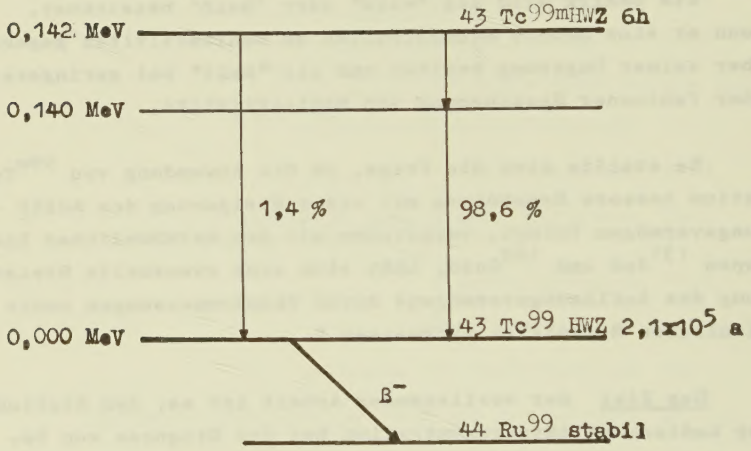


Abb.:1 Zerfallsschema von Tc^{99} (39)

^{99m}Technetium entsteht durch ß-Zerfall aus ^{99}Molybdän. ^{99}Molybdän zerfällt mit einer Halbwertszeit (HWZ) von 67 Stunden. ^{99m}Technetium wandelt sich mit einer HWZ von 6h in ^{99}Tc isomer um. (Abb.: 1) Dabei wird praktisch nur Gammastrahlung einer Energie von 140 keV emittiert.
Der K-Faktor beträgt $0,72(\frac{R \cdot cm^2}{mCi \cdot h})$.
Durch inneren Photoeffekt - Konversionskoeffizient 0,095 - entsteht eine schwache ß-Strahlung von 14 keV. (38) Das entstehende ^{99}Tc hat die sehr lange HWZ von 2,1 x 10^5 Jahren.

Deshalb ist die Aktivität des ^{99m}Tc vernachläßigbar klein und die Strahlenbelastung durch das im Körper verbleibende ^{99}Tc unmeßbar gering. 1 mCi ^{99m}Tc zerfällt zu $0,3 \times 10^{-5}$ Ci ^{99}Tc! (29)

Die Halbwertsschichtdicke der Gammastrahlung von ^{99m}Tc beträgt im Gewebe 4,6 cm. Das ist für medizinische Belange, speziell die Lokalisations-Diagnose sehr günstig, da die Gewebsabsorption noch in erträglichen Grenzen bleibt und sich außerdem wesentlich dünnere Szintillationskristalle und leichtere Abschirmungen verwenden lassen. Die Halbwertsschichtdicke in Blei beträgt nur 0,3 mm. Dadurch wird das szintigraphische Auflösungsvermögen verbessert. (18) Die radiochemische Reinheit ist sehr hoch. Das ^{99m}Tc kann aus ^{99}Molybdän-^{99m}Technetium-Generatoren in einfacher Weise gewonnen werden. Hierbei ist das Molybdän an Aluminiumoxyd absorbiert. Die Eluation erfolgt mit physiologischer Kochsalzlösung. In dem verwendeten Generator (Hersteller Farbwerke Hoechst), ist etwa 50 mCi ^{99}Mo an Aluminiumoxyd absorbiert. Es wird mit 2 x 10 ml steriler isotonischer Kochsalzlösung eluiert. Das Eluat enthält 7-9 mCi ^{99m}Tc pro 10 mCi Muttersubstanz in Form von Pertechnetat und ist zur intravenösen Injektion geeignet. (2,9) Der Gehalt an ^{99}Molybdän im Eluat beträgt weniger als 0,001 %. Es empfiehlt sich, fraktioniert zu eluieren, da dabei die Fraktion mit der höchsten Aktivitätskonzentration getrennt aufgefangen werden kann. (Abb.: 3)

Die Elution erfolgt im Verlaufe von weniger als 20 Min. Die Verunreinigung mit länger lebigen Gammastrahlern beträgt normalerweise nicht mehr als 10^{-4} bis 10^{-6} der Gesamtaktivität. (31,38)

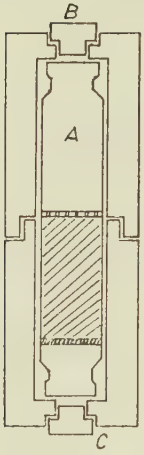


Bild 1
...Mo-Generator während
...des Versands

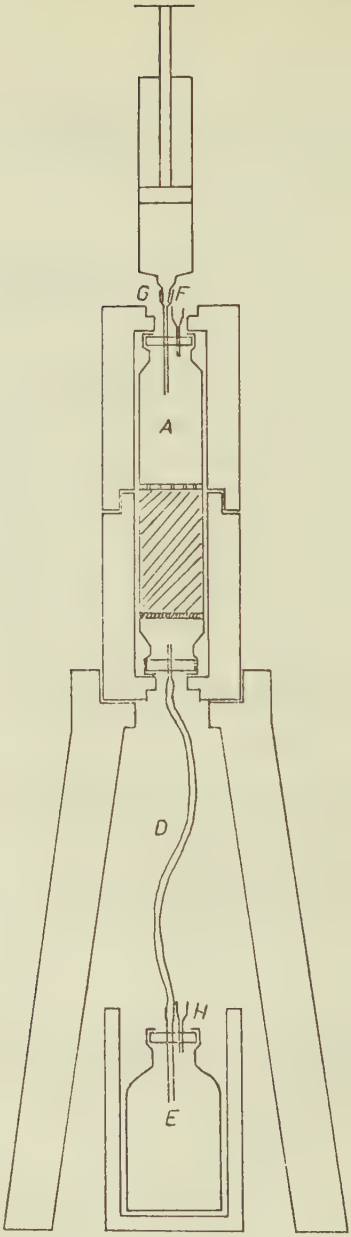


Bild 2
...Tc-Generator
während der Elution

Abb.: 2 ^{99}Molybdän-^{99m}Technetium-Generator (Schema)

A = ^{99}Mo-^{99m}Tc-Generator
B = oberer Bleistopfen
C = unterer Bleistopfen
D = Eluationsschlauch
E = Auffanggefäß
F = Entlüftungskanüle
G = Spritze + Kanüle
H = Entlüftungskanüle

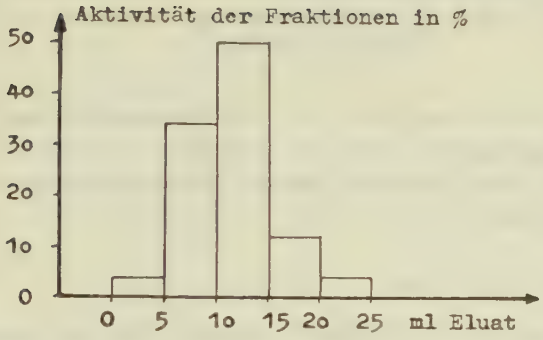


Abb.: 3 Fraktionen des Eluats eines ^{99m}Tc-Generators

2.12 Biologisches Verhalten von Pertechnetationen im Körper

Pertechnetationen werden vom Organismus ähnlich wie Jodidionen behandelt. Sie werden jedoch nur temporär in die Schilddrüse aufgenommen und nicht zur Hormonsynthese herangezogen. Die Pertechnetationen werden nach oraler Gabe gewöhnlich schnell und vollständig aus dem Darm resorbiert. Sowohl bei oraler als auch bei intravenöser Gabe wird Technetiumpertechnetat besonders in der Magen-Darmschleimhaut, der Schilddrüse und den Speicheldrüsen angereichert.

Etwa 3 bis 4 % der verabreichten Dosis gelangen in den ersten zwei Stunden in die Schilddrüse. (22,23) Börner fand eine mittlere 2-Stunden-^{99m}Tc-Speicherung an Euthyreoden von etwa 15 %, (8) während Kuba et al. 1966 von Speicherungswerten um 2,4 % berichtete, gemessen an Patienten mit normaler Schilddrüsenfunktion. Werte bis zu 34,5 % wurden in Fällen von Schilddrüsenüberfunktion bestimmt. Eigene Messungen an mehreren Patienten mit Schilddrüsenüberfunktion ergaben eine mittlere Speicherung von 26 % (18 bis 36 %).

In den ersten 24 Stunden nach der Aufnahme des Pertechnetats werden 25 % bis 30 % durch den Urin abgegeben. Danach

wird nur noch wenig durch den Urin ausgeschieden, während der Stuhl der Hauptausscheidungsweg ist. Die Ausscheidung ist unabhängig von der Art der Applikation (oral oder intravenös). (6)

Nach etwa einer Stunde hat sich die Plasmakonzentration des oral aufgenommenen TcO_4^- der intravenös gegebenen angeglichen. Der darauf folgende Abfall verläuft für beide Applikationsarten gleich (Abb.: 4).

2.13 Strahlenbelastung

^{99m}Technetium ist ein relativ schwacher Gamma-Strahler mit einer Energie von 140 keV. Als kritisches Organ gilt der Magen-Darm-Trakt. Die Strahlenbelastung für den Magen beträgt nach Applikation von 250 uCi 20mrd. (7). In der Schilddrüse werden nach oraler Applikation 3 % bis 4 % gespeichert. (7,22,23).

Die Angaben in der Literatur variieren allerdings sehr stark. Auf eigene Ergebnisse wird an anderer Stelle eingegangen.

Die physikalische HWZ des ^{99m}Tc beträgt 6 Stunden, die biologische HWZ etwa 12 Stunden, und die effektive HWZ liegt für das Pertechnetat bei etwa 4 Stunden (7,12,18,31). Daraus resultiert bei Verabfolgung von 750 uCi $^{99m}TcO_4^-$ eine Schilddrüsenbelastung von etwa 200 mrd nach intravenöser Applikation und 160 mrd nach oraler Gabe und eine Ganzkörperbelastung von etwa 10 mrd. (37,17). Börner und Hoster geben nach oraler Applikation von 750 uCi $^{99m}TcO_4^-$ eine Schilddrüsenbelastung von 450 mrd an. Die Gonadenbelastung beträgt dabei 4,5 mrd für den Mann und 9,6 mrd für die Frau. (38)

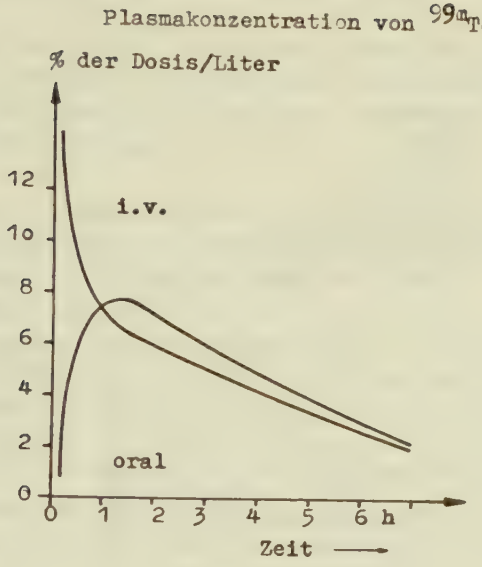


Abb.: 4 Konzentration der Plasmaradioaktivität nach i. v. und oraler Applikation von $^{99m}TcO_4$. Nach einer Stunde erreicht die orale Konzentration die der i. v. Gabe (31).

2.11 ^{131}Jod: Physikalische Eigenschaften, Gewinnung, Energien und Verbindungen

Beim Zerfall von ^{131}Jod werden zunächst ß-Strahlen verschiedener Energien frei, danach eine γ-Strahlung, die hauptsächlich im Bereich von 364 keV (_80,9%) liegt. Für die Strahlenbelastung des Patienten ist die γ-Strahlung jedoch von untergeordneter Bedeutung bezogen auf die bedeutend wirksamere ß-Strahlung.

^{131}Jod hat eine physikalische HWZ von 8,04 Tagen. Die biologische HWZ beträgt bei Euthyreoden 34,6 Tage und die effektive HWZ etwa 6,5 Tage (5).

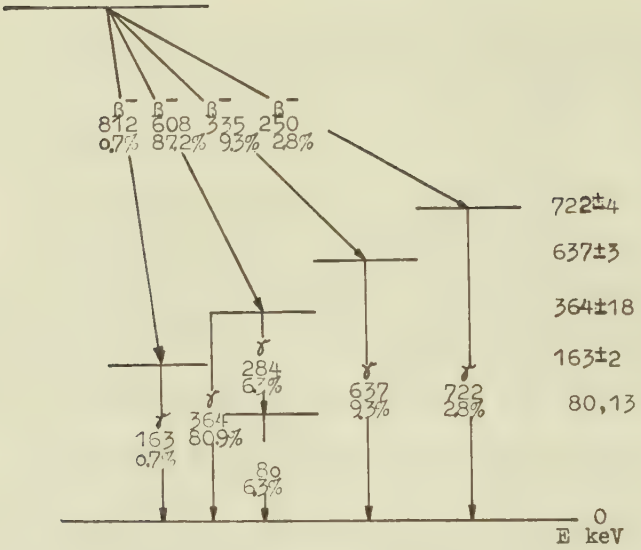


Abb.: 5 Zerfallschema von ^{131}Jod (5)

Das Radioaktive ^{131}Jod wird für die klinische Anwendung kommerziell in gebrauchsfertigen Lösungen von Natriumjoid einer spezifischen Aktivität von gewöhnlich 5 mCi pro 1/ug Jod geliefert. Weitere Gesichtspunkte für die Qualität sind die spezifische Aktivität und die radiochemische Reinheit. Die radiochemische Reinheit hängt von der Methode der Gewinnung ab. Sie beträgt etwa 99,9 % bei trägerfreiem Material.
K-Faktor: $2{,}3\frac{R.cm}{mCi.h}$.

2.12 Biologisches Verhalten von Jodidionen im Körper

Die Applikation des ^{131}Jods erfolgt meistens oral, wobei eine fast 100 %ige Resorption durch den Magen-Darm-Trakt erfolgt. Zur Aufnahme in der Schilddrüse muß das ^{131}J im Blut als ^{131}Jodidion vorliegen.

Die normale 2-Stundenaufnahme von Jodid liegt bei euthyreoden Erwachsenen zwischen 19 und 21 %, die 24-Stundenspeicherung um 55 % (10,20) der applizierten Dosis.

Im Gegensatz zu den Pertechnetationen werden die Jodidionen zur Hormonsynthese herangezogen. Sie werden sowohl zum Aufbau von Thyroxin als auch von Trijodthyronin herangezogen. Die biologische HWZ des Jodidions beträgt 6 bis 7 Stunden. Die biologische HWZ des rentinierten ^{131}Jods steigt vom ersten bis dritten Tag nach der Aufnahme ständig weiter an, um dann einen konstanten Wert von 9,5 Tagen zu erreichen. Da die relative biologische HWZ des Trijodthyronins bei 9 bis 10 Stunden liegt, die des Thyroxins bei 17 bis 19 Stunden, die Gesamthalbertszeit aber 9,5 Tage beträgt, werden entweder die metabolisch gebildeten, durch den Abbau der Hormone freigewordenen Jodidionen in der Schilddrüse reutilisiert, oder der größte Teil des Jods liegt nicht als frei metabolisierbares Thyroxin und Trijodthyronin vor (20).

Bei oraler Applikation erfolgt die Ausscheidung durch Harn und Faeces zum größten Teil, zu einem geringen Prozentsatz jedoch auch durch Speichel und Schweiß.

Dabei entfallen auf den Harn:

ausgeschieden nach	3 h	= 13 %
	24 h	= 50 %
	10 d	= 66 %

Durch die Faeces:

ausgeschieden nach	24 H	= 6 %
	10 d	= 20 %

Nach parenteraler Verabfolgung werden 52 % mit einer biologischen HWZ von 6 Stunden ausgeschieden und 37 % mit einer biologischen HWZ von 8,2 Tagen.

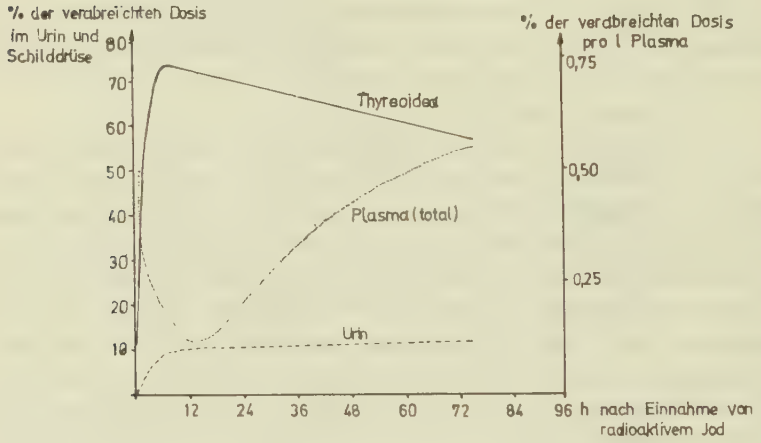


Abb.: 6 Repräsentative Werte bei hyperthyreoden Patienten für den Verlauf der Veränderungen in der Schilddrüsenaufnahme und des totalen Plasmaradiojods sowie für die kumulative Ausscheidung von Radiojod im Urin nach oraler Apllikation (16).

2.13 Strahlenbelastung

Das kritische Organ ist hier die Schilddrüse. Die mittlere Aufnahme von ^{131}Jod in eine normale Schilddrüse von 25 g Gewicht eines Erwachsenen beträgt nach 2 Stunden 19 bis 21 %, (10) nach 24 Stunden rd. 55 % der verabfolgten Dosis.

Bei Apllikation von 25 uCi tritt eine Strahlenbelastung der Schilddrüse von 30 rd. auf. Die Strahlenbelastung hängt ab: 1. von der Masse der Schilddrüse (10,4)
2. von der maximalen Aufnahme

3. der Umsatzgeschwindigkeit und

4. der Homogenität der intrathyreoidalen Verteilung.

Die Belastung für das Knochenmark beträgt, ebenfalls für eine Dosis von 25 uCi ^{131}Jod berechnet, ca. 45 mrd. Für die Gonaden wird eine Belastung von 11 mrd bis 13 mrd nach Applikation von 25 uCi ^{131}Jod angegeben (7).

2.14 Vergleich der beiden Nuklide

^{99m}Technetium: Das ^{99m}Tc ist ein Gamma-Strahler im Bereich von 140 keV. Die Halbwertsschichtdicke beträgt im Gewebe 4,6 cm (Wasser) und 0,3 mm in Blei.

Es hat eine physikalische HWZ von 6 Stunden, die biologische HWZ liegt bei 12 Stunden und die effektive HWZ bei 4 Stunden. Verglichen mit ^{131}Jod sind es sehr kurze Zeiträume.

^{99m}Tc kann sehr leicht täglich aus ^{99}Molybdän-^{99m}Technetium-Generatoren gewonnen werden, was die Anwendung im täglichen klinischen Gebrauch sehr vereinfacht.

Die Resorption erfolgt schnell und vollständig aus dem Darm. Nach einer Stunde erreicht die orale Konzentration die der parenteral gegebenen.

In der Schilddrüse werden nach 2 Stunden ca. 3 bis 4 % gespeichert. Da das Nuklid nicht zur Hormonsynthese herangezogen werden kann, erfolgt die Ausscheidung in unverändertem Zustand als Pertechnetat. Die Ausscheidung erfolgt hauptsächlich durch den Urin und die Faeces sowie den Speichel.

^{131}Jod: Es sendet Gamma-Strahlen hauptsächlich im Bereich von 364 keV aus. Die Halbwertsschichtdicke im Gewebe beträgt 8 cm, in Blei 3 mm.

Es hat eine physikalische HWZ von 8,04 Tagen, eine biologische HWZ von 3,46 Tagen und eine effektive HWZ von 6,5 Tagen. Durch die relativ lange HWZ kann das in gebrauchsfertigen Lösungen gelieferte ^{131}Jod für einige Zeit aufbewahrt werden. Es wird meist oral verabfolgt. Die Resorption erfolgt zu fast

100 % aus dem Darm. Um in der Schilddrüse aufgenommen zu werden, muß es in Form des Jodidanions vorliegen.

Die Schilddrüsenspeicherung beträgt nach 2 Stunden 19 bis 21 % und nach 24 Stunden etwa 55 % und liegt damit beträchtlich über der des ^{99m}Technetiums.

Die Ausscheidung erfolgt hauptsächlich durch den Urin und Faeces, in geringerem Maße auch durch den Speichel und Schweiß.

Ein bedeutender Unterschied liegt in der Strahlenbelastung für den Patienten, die bei ^{99m}Technetium wesentlich geringer ist als bei ^{131}Jod (siehe Tabelle 1).

Organ	Radiopharmakon	übl. Aktivität in /uCi	Strahlenbelastung in rd./100/uCi	
Speicheldrüse	^{99m}Tc-Pertechnetat	1000 - 2000	0,03 0,0015	- Speicheldrüse - Ganzkörper
Schilddrüse	^{99m}Tc-Pertechnetat	750	0,2 0,01	- Schilddrüse - Ganzkörper
	^{131}J-Natriumjodid	25-100	150 0,1	- Schilddrüse - Ganzkörper
Leber	^{99m}Tc-Sulfur-Kolloid	1000 - 1500	0,03 0,0002	- Leber + Milz - Ganzkörper
	^{198}Au-Kolloid	100 - 200	5 0,0002	- Leber - Ganzkörper
Gonaden	^{99m}Tc-Pertechnetat	500	0,006 0,006	- Gonaden - Ganzkörper
	^{131}J - Natriumjodid	25	0,015 0,015	- Gonaden - Ganzkörper

Tabelle 1: Strahlenbelastung nach Applikation von ^{99m}Technetium, ^{131}Jod und ^{198} Gold

2.2 Nachweisverfahren

Die Fähigkeit mancher Organe, bestimmte Radioisotope oder durch Radioisotope markierte Substanzen selektiv anzureichern und für eine gewisse Zeit zu speichern, kann für die Darstellung des Organs und seines funktionstüchtigen Gewebes benutzt werden. Diese Darstellung erfolgt heute routinemäßig durch das langsame Abtasten eines Organs mittels Detektoren, die die über diesem Organ auftretenden Strahlungsintensitäten registrieren. Diese Registrierung ergibt das Szintigramm.

2.21 Detektoren

a) Geiger-Zähler

Mit dem Geiger-Zähler war die Aufnahme von Gamma-Strahlung wegen der geringen Empfindlichkeit nur sehr unvollkommen möglich. Man war, um eine ausreichende Kollimation zu erhalten, gezwungen, lange Untersuchungszeiten einzuhalten oder hohe Radioaktivitäten zu applizieren, um statistisch signifikante Meßergebnisse zu erhalten.

b) Szintillationszähler

Durch den Szintillationszähler mit dessen bedeutend höherer Empfindlichkeit wurde ein entscheidender Fortschritt bei der Lokalisationsuntersuchung erzielt.

Für Szintillatoren werden im allgemeinen mit Thallium aktivierte Natrium-Jodid-Kristalle verwendet. Einfallende Gammaquanten erzeugen kurzzeitige, detektierbare Lichtblitze. Die im Selektiv-Elektronen-Verstärker ausgelösten Elektronen werden verstärkt und geben Anlaß zu Stromstößen,die registriert werden können.

2.22 Kollimatoren

Kollimatoren sind Schwermetallblenden, die zur Ausblendung eines definierten Strahlenbündels dienen, dessen Durchmesser möglichst klein sein soll und aufgrund der nahezu kugelsymetrischen Empfindlichkeitsverteilung der Szintillationskristalle notwendig sind. Die zu messende Gammastrahlung soll sowohl

mit möglichst hoher Empfindlichkeit als auch mit hohem geometrischem Auflösungsvermögen nachgewiesen werden. Durch Kollimatoren mit konischen Bohrungen kann eine höhere Zählausbeute, verglichen zu Kollimatoren mit zylindrischer Bohrung, erreicht werden. Vergrößert man die Zahl der konischen Bohrungen eines Kollimators und fokussiert man diese, so vergrößert man den Wirkungsgrad um das Mehrfache. Ihre Charakteristik ist stark von der Energie der Gammastrahlung abhängig.

Für die hier beschriebenen Versuche wurden fokussierende Vielkanalkollimatoren mit a) 31 Bohrungen und einem Fokusabstand von 2 3/4 " und b) 19 Bohrungen mit einem Fokusabstand von ebenfalls 2 3/4 " benutzt. Der Meßkopf ist für beide Kollimatoren mit einem 3" Ø x 2" NaJ (TI)-Szintillationskristall bestückt.

2.23 Scanning

a) Manuelles Scanning

Beim manuellen Scanning erfolgt die Messung des inkorperierten gammastrahlenden Radionuklids durch Detektion der Radioaktivität einer Vielzahl von Punkten über dem Untersuchungsobjekt. Dabei erfolgt die Detektorbewegung von Punkt zu Punkt manuell. Indem man die Impulsrate über jedem Punkt maßstabgetreu auf ein Koordinatennetz überträgt und Punkte gleicher Impulsraten zeichnerisch miteinander verbindet, erhält man Isointensitätslinien. Diese Intensitätswerte sind der Aktivitätskonzentration im Gewebe proportional. Diese Methode erfordert einen erheblichen Zeitaufwand. Die Meßanordnung besteht aus Kollimator, Szintillationszähler und Zählgerät.

b) Mechanisches Scanning

Hierbei wird das Objekt kontinuierlich mit Hilfe einer motorischen Bewegung des Detektors abgetastet. Vor- und Rücklauf sowie Vorschub des Meßkopfes erfolgt in einem mäanderförmigen Abtastschema. Bei vielen Geräten ist der Meßkopf mit Detektor (Kristall und Fotomuliplier), Kathodenstrahlröhre für die Fotoaufzeichnung und der Impulsdrucker an einem schweren Tragarm befestigt. Dieser Tragarm wird von Motoren in

Längsrichtung und schrittweise in Querrichtung fortbewegt. Mit einem Scanner der eben beschriebenen Art wurden die Versuche dieser Arbeit durchgeführt.

2.24 Registrierung

a) Mechanische Registrierung

Zur Registrierung der vom Szintillationszähler gelieferten Stromimpulse dient ein mechanisches Drucksystem. Jeder Impuls, oder eine bestimmte Anzahl von Impulsen betätigt elektromagnetisch einen Druckstift, der auf dem Registrierpapier einen Strich erzeugt. Der Abstand der Strichmarken ist bei kontinuierlicher, synchroner Bewegung des Abtast- und Registriersystems der jeweils gemessenen Impulsrate umgekehrt proportional. Bei sehr hoher Impulsfrequenz wird nur ein Bruchteil der gelieferten Impulse registriert, da die Schreibfrequenz eines elektromagnetischen Drucksystems begrenzt ist. Gebiete mit hoher Strahlenintensität werden also durch entsprechend große Strichhäufigkeit im Szintigramm markiert.

b) Photographische Registrierung

Hierbei erfolgt die Registrierung der Impulse durch Schwärzung eines Films mittels einer Lichtquelle von unterschiedlicher Helligkeit und wird durch ein Ratemeter gesteuert. Das hat den Nachteil einer zeitlichen Verzögerung durch die Mittelwertbildung, die zur Aussteuerung der Lichtquelle notwendig ist. Als Folge entsteht eine"Zähnelung" der Konturen des Szintigrammes. Von Ernst et al. wurde daher ein trägheitsloses photographisches Registriersystem entwickelt, das ohne Ratemeter arbeitet mittels einer Glimmlampe, die mit einer Maske versehen ist und je nach Leuchtzeit das Filmmaterial weniger oder stärker schwärzt. Die Integration der Einzelinformationen erfolgt hierbei direkt durch das lichtempfindliche Registriermaterial selbst. Hierbei kommt es zu Schwärzungsabstufungen von hellgrau bis tiefschwarz, die einen guten Informationsgehalt besitzen. Ein weiterer Vorteil besteht darin, daß eine Kontrastverstärkung möglich ist.

c) Farbregistrierverfahren

Grundsätzlich besteht die Möglichkeit, die Schwarz-Weiß-Abstufungen eines Photoszintigramms auf chemischem Wege in Farbabstufungen umzusetzen. Diese Methode erfordert einen erheblichen Zeitaufwand.

Man kann auch eine direkte Farbregistrierung auf photographischem Wege erreichen, was sehr teuer ist, oder, wie es sich weitgehend durchgesetzt hat, auch auf mechanischem Wege mittels eines Farbbandes. Letztere Methode liefert sofort auswertbare Farbszintigramme. Im Farbszintigramm werden Aktivitätsdifferenzen sowohl durch unterschiedlichen Abstand der Druckmarken als auch durch Farben, die der jeweiligen Impulsrate entsprechen, wiedergegeben.

d) Weitere wichtige Einzelheiten der Registrierung sind die Background-Eliminierung, die Background-Subtraktion, die Impulshöhenanalyse und die Impulszeitanalyse. Ein genaueres Eingehen in diese Vorgänge würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengen und ist deshalb in entsprechender Fachliteratur nachzulesen.

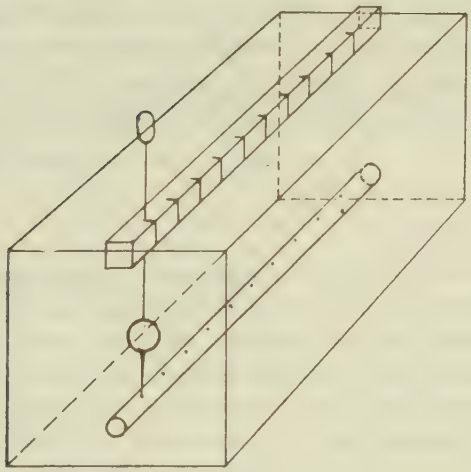
2.3 Phantomuntersuchungen

2.31 Beschreibung des Phantoms

Als Modell für ein Organ wurde ein Plexiglasgefäß mit den Maßen 23 x 14 x 14 cm^3 benutzt. Für Tumorphantome wurden Kunststoffkugeln in das Gefäß eingebracht mit den Durchmessern 2,6 cm, 2,0 cm und 1,2 cm. Die Kunststoffkugeln waren gefüllt mit einer ^{99m}Tc- oder ^{131}J-Lösung, deren Aktivitätskonzentration ein Vielfaches der radioaktiven Lösung im Becken betrug. (siehe Skizze)

Für die Messungen wurden die bereits beschriebenen NaJ-Kristallkollimatoren benutzt. Die Kollimatoren waren während der Messung mit der Stirnseite dem Plexiglasgefäß angelegt. G messen wurden zunächst die Impulsraten ohne eingebrachtes Tumorphantom, danach mit in ihrer Stellung zum Kollimator veränderten Tumorphantomen. Zur Darstellung diente ein aus den

Impulsratenverhältnissen über dem Tumor zu dem der Umgebung gebildeter und in eine Graphik aufgetragener Quotient.



Skizze des Organphantoms (14 x 14 x 23 cm^3) aus Plexi

2.23 Bestimmung der Kollimatorcharakteristika - Isoresponse-Linien -

Die Isoresponse-Linien eines Kollimators sind ein Kriterium für sein Auflösungsvermögen. Da, wie bereits früher ausgeführt, ein hohes Auflösungsvermögen mit einem geringen Wirkungsgrad erkauft werden muß, ist man genötigt, einen Kompromiß zu suchen, wobei bei möglichst gutem Auflösungsvermögen noch ein hoher Wirkungsgrad besteht.

Versuchsanordnung

Die Messungen erfolgten in dem bereits beschriebenen Plexiglasbecken (siehe Skizze) mit den Ausmaßen 23 x 14 x 14 cm^3. Als Strahlungsquelle diente eine Plastickkugel mit dem Durchmesser 2,0 cm, die für die Messungen mit ^{99m}Tc -

bzw. ^{131}J-aktivierter Lösung gefüllt wurde. Die zu den Messungen benutzten Kollimatoren waren Vielkanalkollimatoren mit 19 und 31 Bohrungen, die ebenfalls bereits oben beschrieben sind. Dabei lagen die Kollimatoren direkt der Stirnseite des Phantoms auf. Die Impulse erreichten über einen Einkanal-Diskriminator ein Zählgerät. Die Plastickkugeln wurden im Abstand von jeweils 2 cm, beginnend bei 2 cm Tiefe und endend bei 14 cm, vertikal verschoben. Nach der Seite erfolgte ebenfalls eine Verschiebung und je zwei Messungen wurden in 1 cm, 2 cm und 3 cm Abstand von der Mittellinie durchgeführt.

Ergebnis

Die übliche Darstellung der Kollimatorcharakteristik erfolgt mit Hilfe einer Punktquelle als Isoresponse-Linien. Da es sich in der medizinischen Diagnostik nicht um Punktquellen sondern um mehr oder minder ausgedehnte Knoten handelt, wurde hier ebenfalls als Tumorphantom eine Plastickkugel mit einem Durchmesser von 2 cm gewählt. Mit Hilfe dieser Kugel wurden die Isoresponse-Linien der einzelnen Kollimatoren bei Verwendung der Radionuklide ^{99m}Tc und ^{131}J gemessen und miteinander verglichen.

Die Isoresponse-Linien, die mit dem 19 Loch-Vielkanalkollimator gemessen wurden (Abb.: 7,11), ergaben bei ^{131}J das Maximum in einer Tiefe von nicht ganz 4 cm, während bei ^{99m}Tc das Maximum (= 100 %) bei 2 cm Tiefe liegt.

Bei den Isoresponse-Linien, die mit dem 31 Loch-Vielkanalkollimator gemessen wurden, ergaben sich beide Maxima in einer Tiefe von ca. 4 cm (Abb.: 9,13).

In den Halbwertsbreiten, die als Kriterium des Auflösungsvermögens gelten und als volle Weite des halben Maximums aus den Abbildungen 8, 10, 12 und 14 bestimmt wurden, ist bei den Messungen mit dem 19 Loch-Vielkanalkollimator zwischen ^{131}J und ^{99m}Tc kein Unterschied feststellbar.

Die relative Empfindlichkeit, die längs der Kollimatorachse aufgetragen wurde, ist wie erwartet mit ^{99m}Tc in 2 cm

Tiefe am größten,mit ^{131}J hat sie ihr Maximum bei 4 cm. In größeren Tiefen überwiegt die Empfindlichkeit bei ^{131}J, da die weicheren ^{99m}Tc-Strahlen stärker absorbiert werden.

Die Halbwertsbreite, gemessen mit dem 31 Loch-Vielkanalkollimator ergibt ebenfalls für ^{99m}Tc günstigere Werte, wie man den Abbildungen entnehmen kann.

Die relativen Empfindlichkeiten wurden zur besseren Übersicht getrennt in räumlicher Projektion dargestellt. Siehe Abb.: 8, 10, 12 und 14.

Text zu den Abbildungen 7 bis 14

Abb.: 7 Isoresponse-Linien eines 19 Loch-Vielkanalkollimators bestimmt für ^{99m}Tc mit Halbwertsbreite und Empfindlichkeit

Abb.: 8 Räumliche Projektion der Empfindlichkeit eines 19 Loch-Vielkanalkollimators für ^{99m}Tc

Abb.: 9 Isoresponse-Linien eines 31 Loch-Vielkanalkollimators bestimmt für ^{99m}Tc mit Halbwertsbreite und Empfindlichkeit

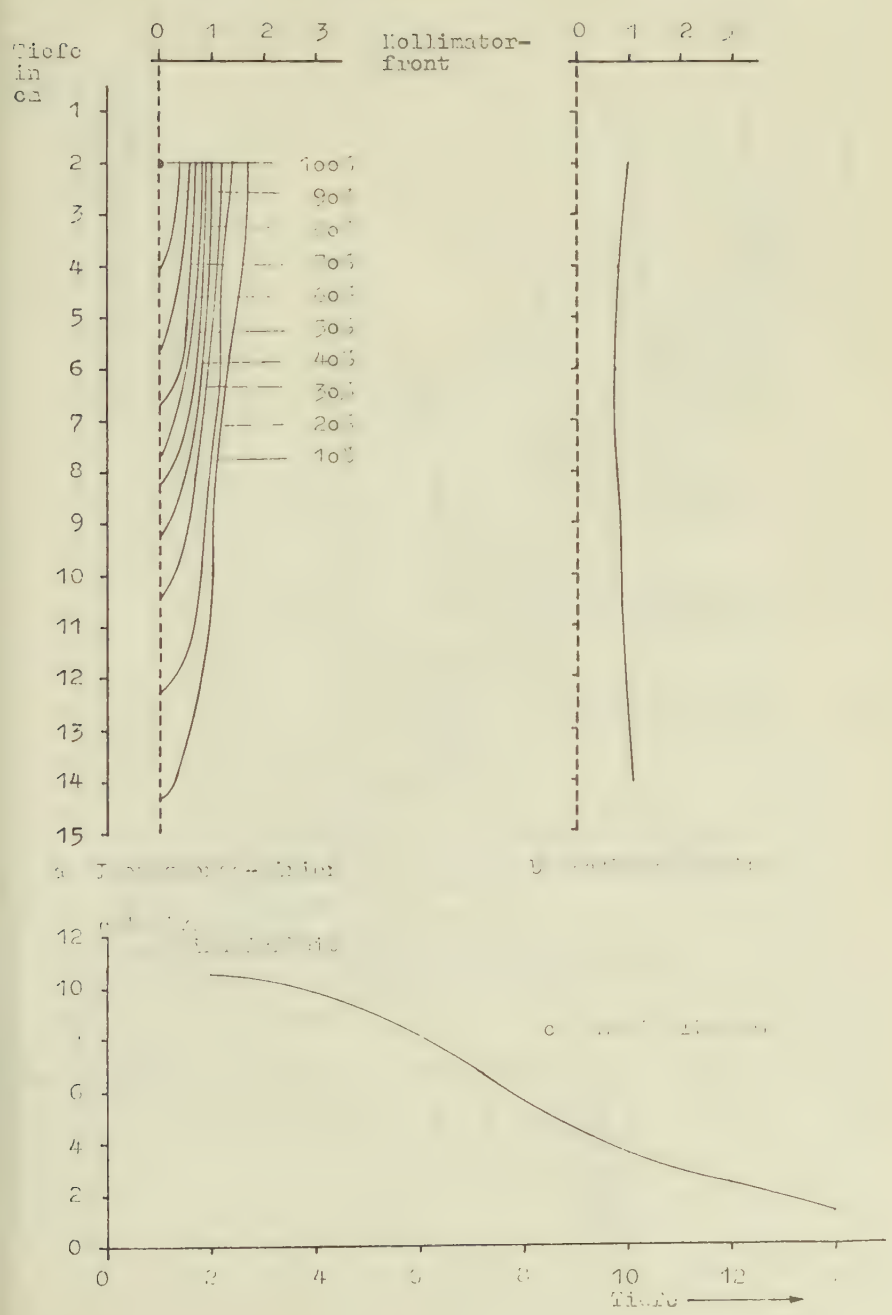
Abb.:10 Räumliche Projektion der Empfindlichkeit eines 31 Loch-Vielkanalkollimators für ^{99m}Tc

Abb.:11 Isoresponse-Linien eines 19 Loch-Vielkanalkollimators bestimmt für ^{131}J mit Halbwertsbreite und Empfindlichkeit

Abb.:12 Räumliche Projektion der Empfindlichkeit eines 19 Loch-Vielkanalkollimators für ^{131}J

Abb.:13 Isoresponse-Linien eines 31 Loch-Vielkanalkollimators bestimmt für ^{131}J mit Halbwertsbreite und Empfindlichkeit

Abb.:14 Räumliche Projektion der Empfindlichkeit eines 31 Loch-Vielkanalkollimators für ^{131}J


Tiefe in cm
0
1
2
3
Kollimator-front
100 %
90 %
70 %
40 %
30 %
40 %
30 %
20 %
10 %
Zeit

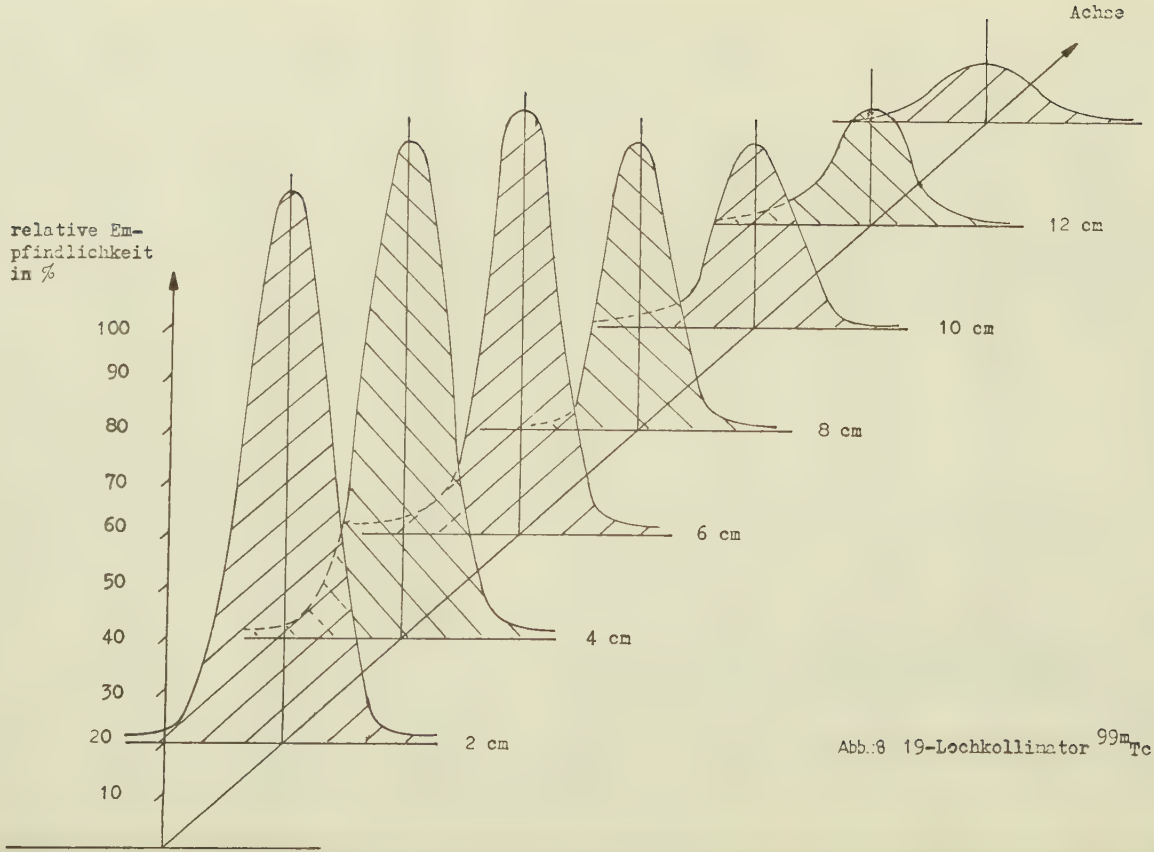
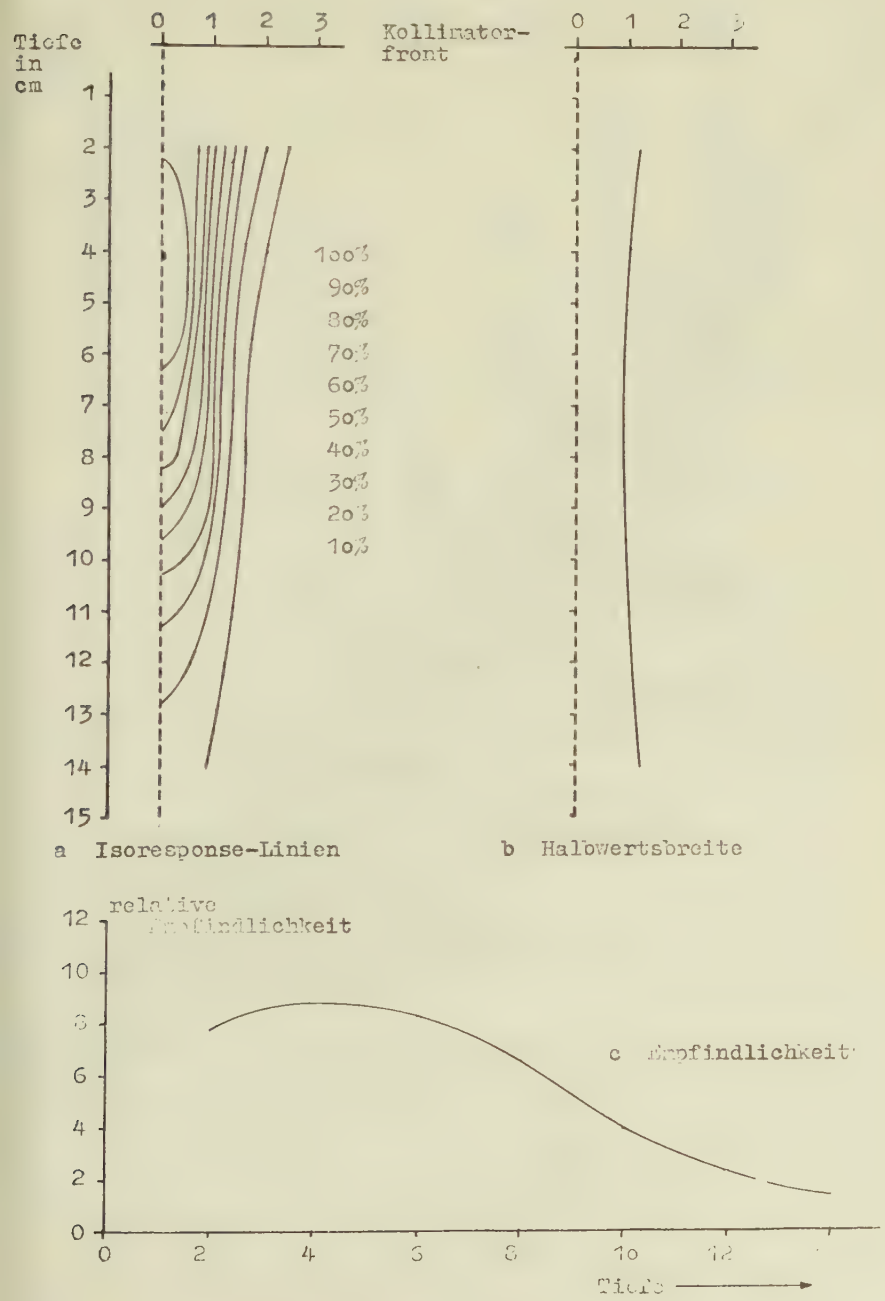


Abb. 8 19-Lochkollimator ^{99m}Tc

Abb.:9 J1-Lochkollimator [illegible]



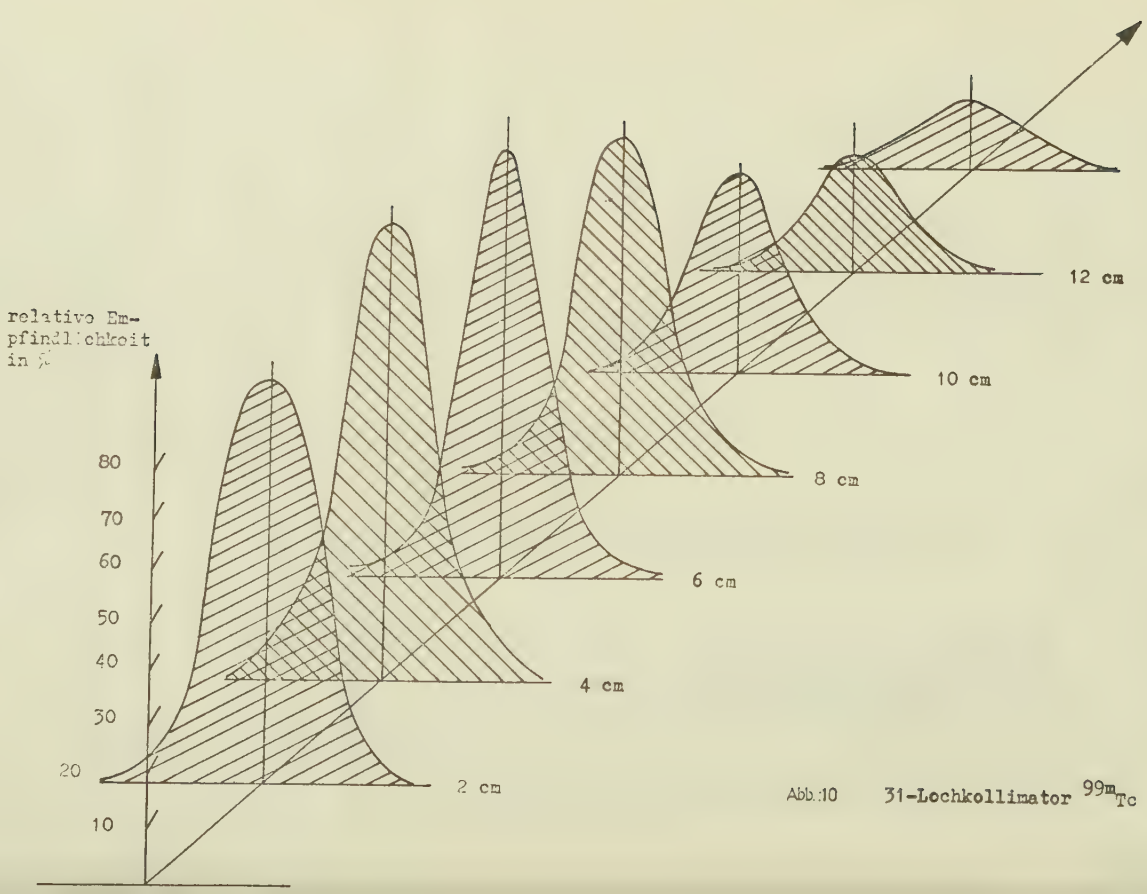
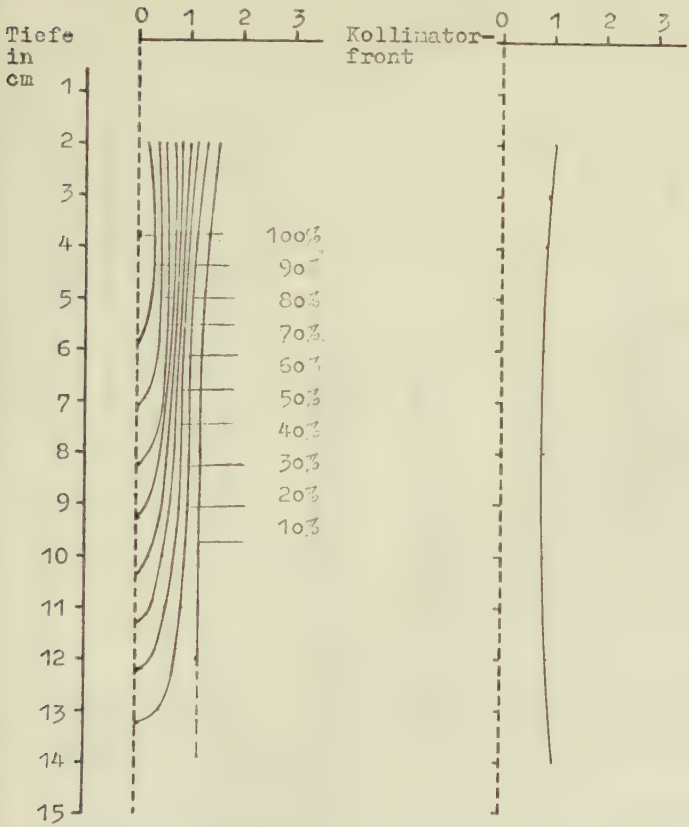
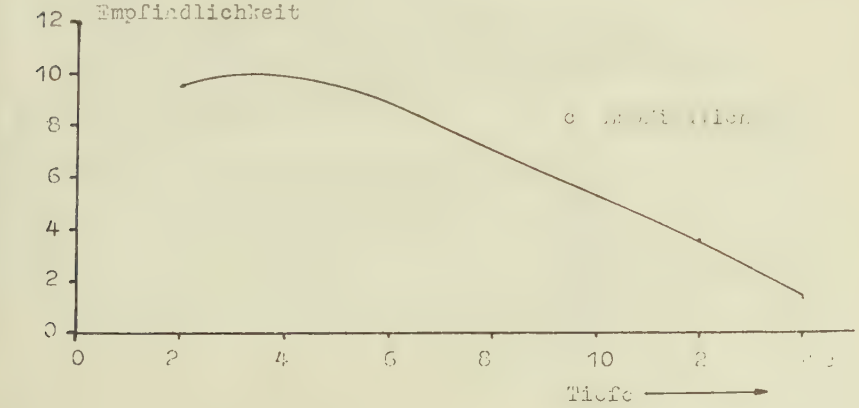


Abb.10 31-Lochkollimator ^{99m}Tc

Abb.:11 19-Lochkollimator ^{131}J



a Isoresponse-Linien b Halbwertsbreite



c

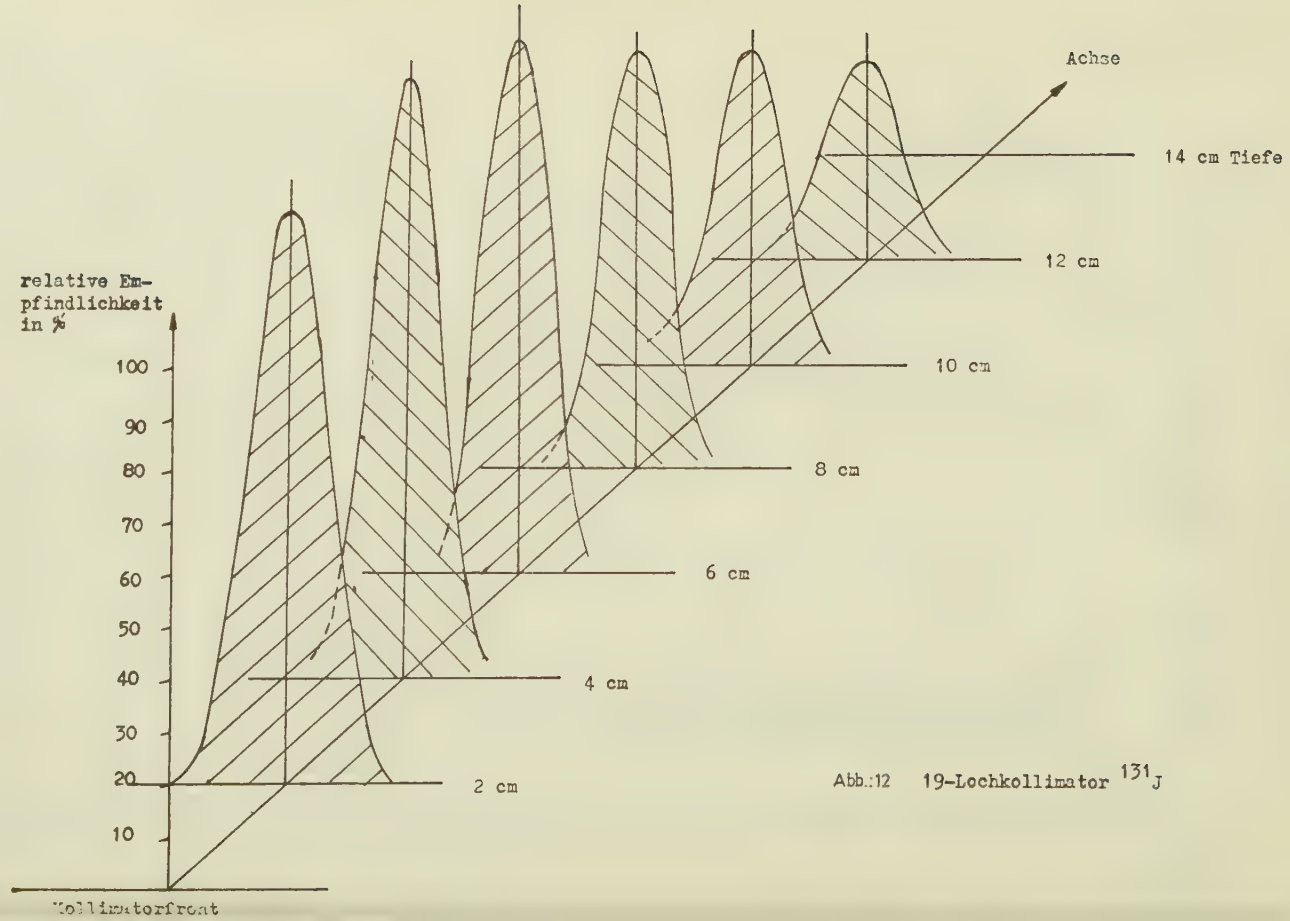
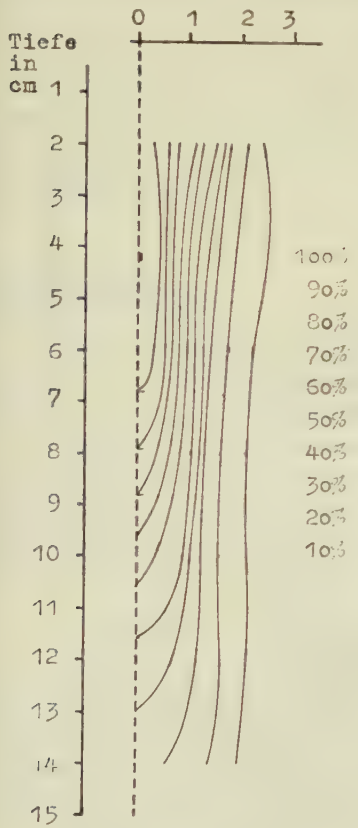


Abb.12 19-Lochkollimator ^{131}J

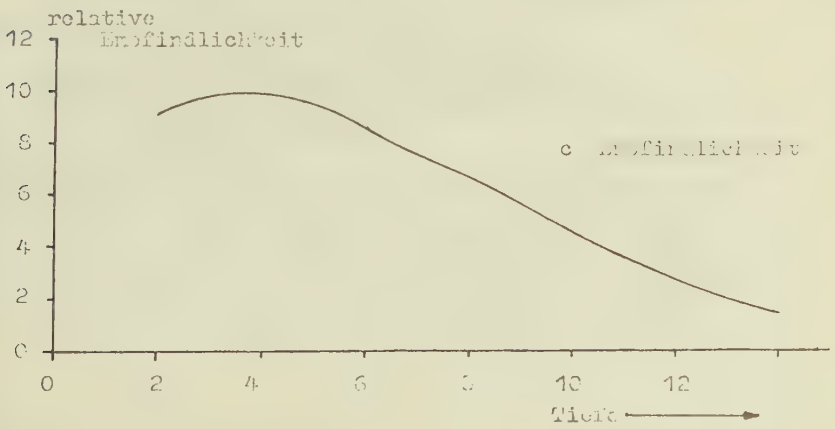
Abb.:13 31-Lochkollimator ^{131}J Kugel: 2o mm Ø



Kollimator-front

a Isoresponse-Linien

b Halbwertsbreite



c Empfindlichkeit

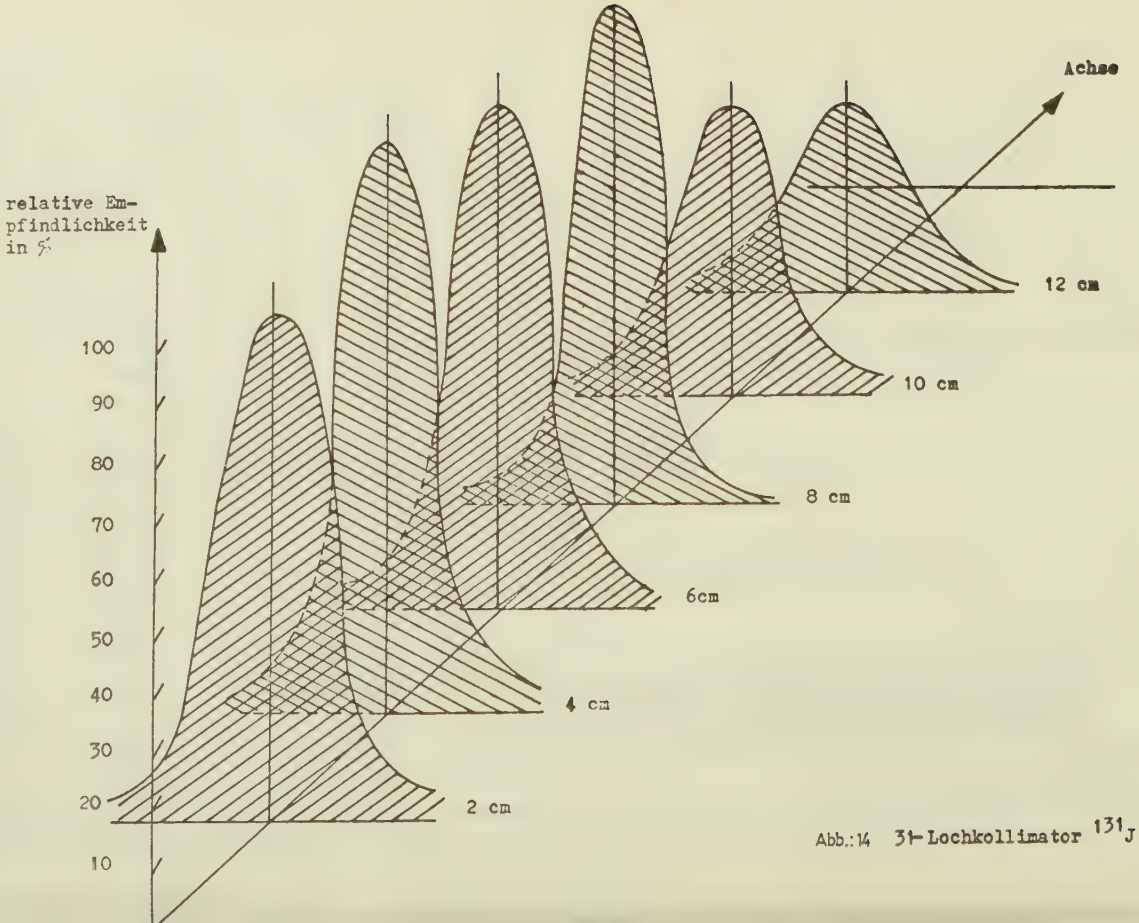


Abb.:14 31-Lochkollimator ^{131}J

2.33 Messungen an den Phantomen und Ergebnisse

Es folgen Messungen der Impulsratenverhältnisse in Abhängigkeit von verschiedenen Größen und Tiefen der Knoten im Gewebe, dargestellt durch den Quotienten des Impulsratenverhältnisses über dem Tumor zum Impulsratenverhältnis in der Umgebung = I_T/I_U.

Versuchsanordnung

Hierbei ergab das Plexiglasgefäß mit den Maßen 23 x 14 x 14 cm^3 das Organmodell. Durch radioaktive Lösung, die in dem Wasser des Beckens gut verrührt wurde, stellte es ein Organmodell mit Umgebungsstrahlung dar. Plastikkugeln mit den Durchmessern von 2,6 cm, 2,0 cm und 1,2 cm dienten als Tumorphantome. Diese wurden mit Aktivitäten angereichert, die in konstanten Verhältnissen zur Umgebung, nämlich 8:1, 2:1 und 0:1 - als kalte Knoten - standen.

Die Messungen erfolgten mit auf der Stirnseite des Phantoms anliegendem Meßkopf in Abständen von je 2 cm, beginnend in einer Tiefe von 2 cm bis zu einer Tiefe von 14 cm.In jeder Tiefe wurden zwei Vergleichsmessungen mit demselben Kollimator durchgeführt.Als Nuklide dienten wieder ^{99m}Tc und ^{131}J, sowie zur Detektion Vielkanalkollimatoren mit 19 und 31 Bohrungen.

Ergebnis

Vergleicht man die Werte der Meßreihe miteinander, so kommt man zu dem Ergebnis, daß das ^{99m}Tc dem ^{131}J in dem Konzentrationsverhältnis 8 : 1 (Abb.: 15, 16) und den Tumorgrößen von 2,6 cm und 2,0 cm Durchmesser deutlich überlegen ist. (Abb.: 17 bis 20) Diese Überlegenheit erstreckt sich bis zu Tiefen des Knotens im Gewebe von etwa 12 cm.Dabei muß man berücksichtigen, daß in der Praxis nur der Nachweis von Knoten in Tiefen bis zu etwa 8 cm von Bedeutung ist.

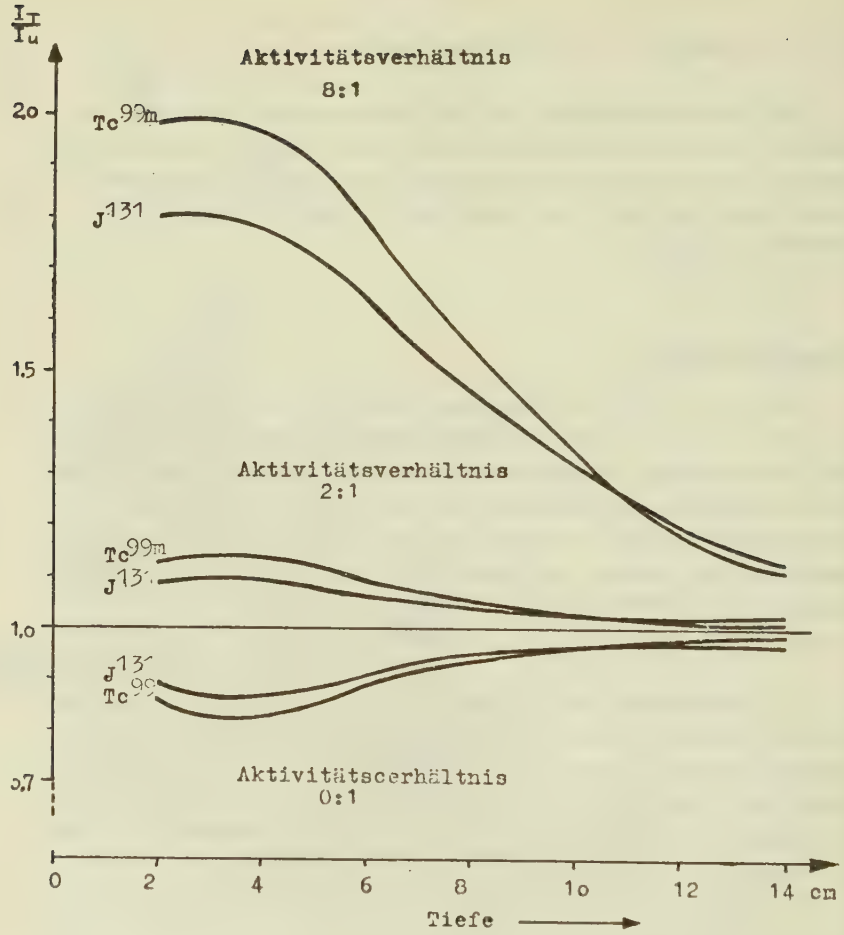


Abb.: 15 19-Lochkollimator Kugeldurchmesser: 2,6 cm
Ein Vergleich der Verhältnisse der Impulsraten der Tumoren zu der Impulsrate der Umgebung bei gleicher Größe aber verschiedener Tiefe der Tumoren im Phantom zwischen ^{131}J und ^{99m}Tc.

Abb.: 16 31 Lochkollimator Kugeldurchmesser 2,6 cm
Ein Vergleich der Verhältnisse der Impulsraten der Tumoren zu der Impulsrate der Umgebung bei gleicher Größe aber verschiedener Tiefe der Tumoren im Phantom zwischen ^{131}J und ^{99m}Tc.

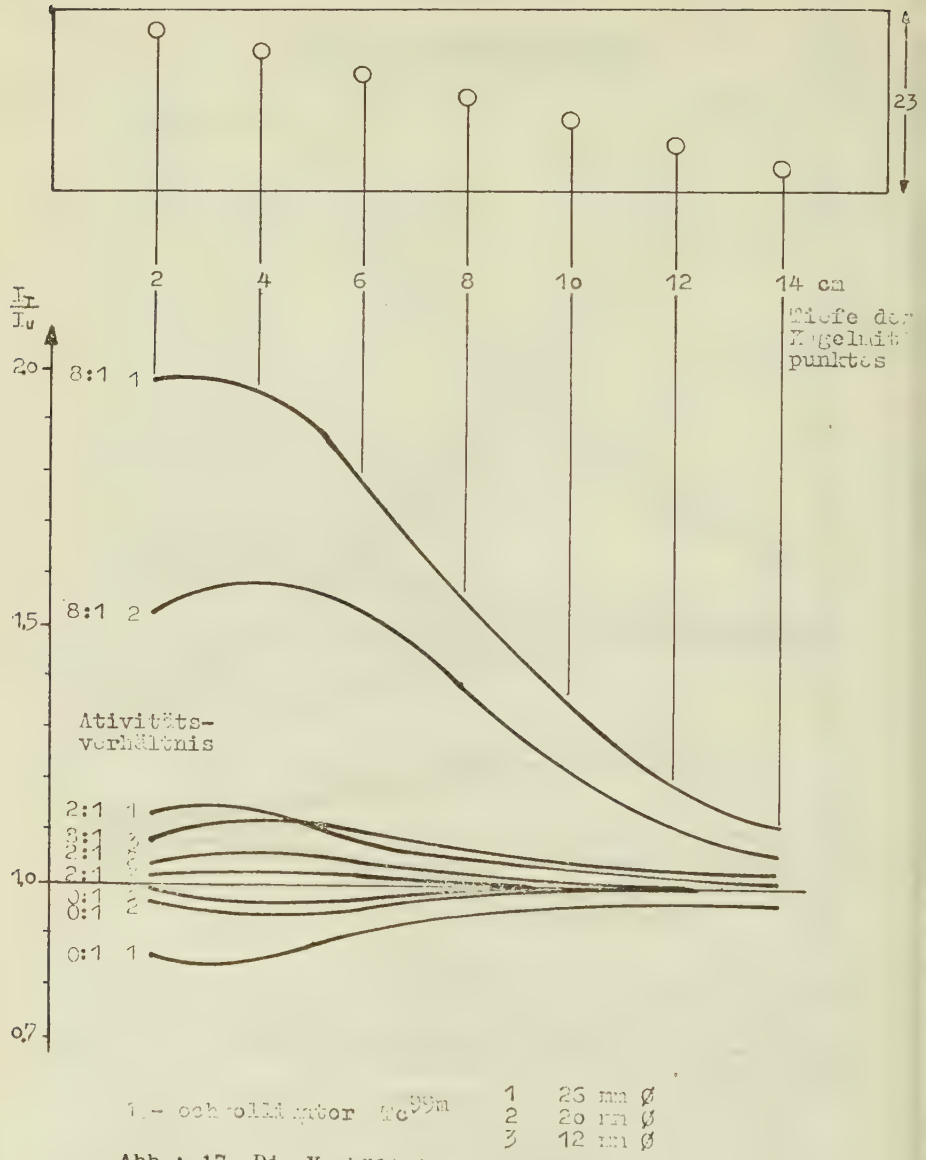


Abb.: 17 Die Verhältnisse der Impulsraten der Tumoren zu der Impulsrate der Umgebung bei verschiedenen Größen und Tiefen der Tumoren im Phantom.

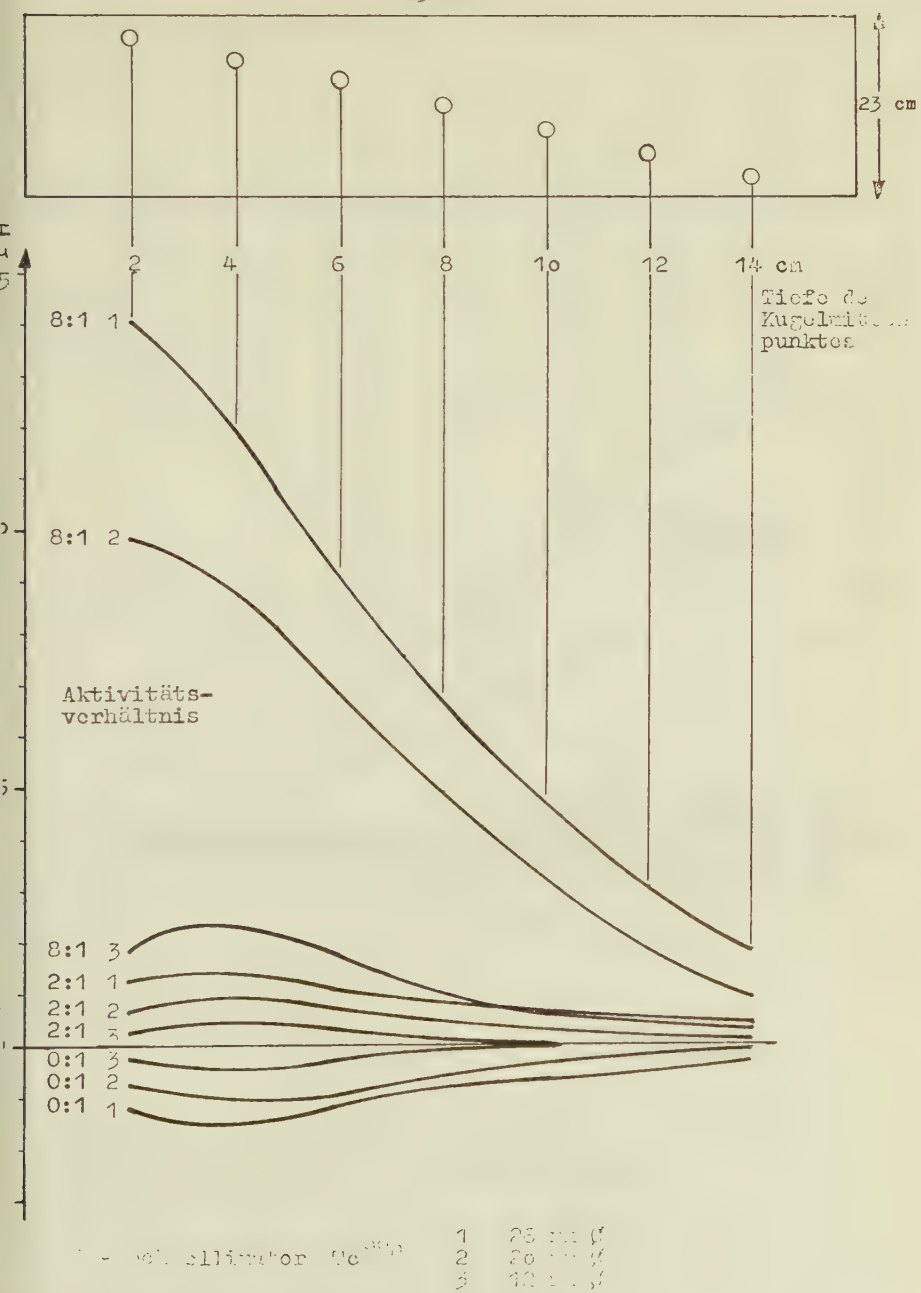
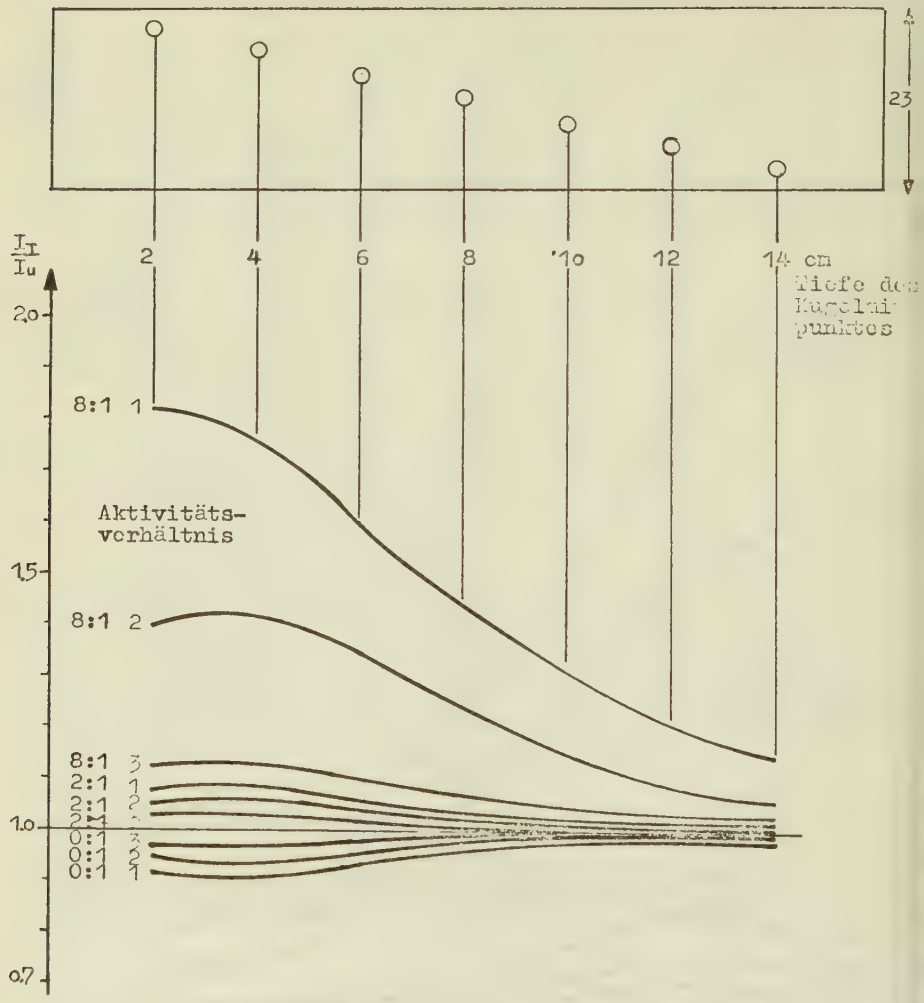


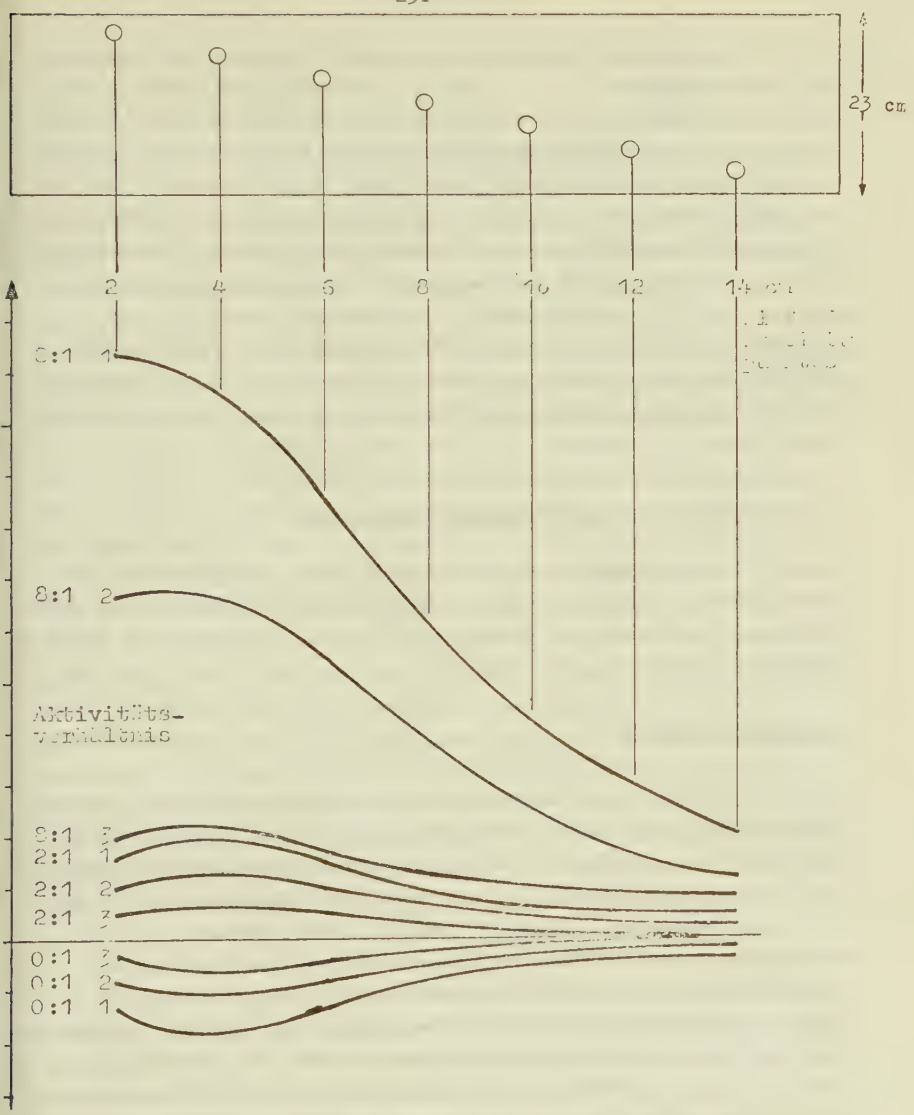
Abb.: 18 Die Verhältnisse der Impulsraten der Tumoren zu der Impulsrate der Umgebung bei verschiedenen Größen und Tiefen der Tumoren im Phantom.



19-Lochkollimator J^{131}

1 26 mm Ø
2 2o mm Ø
3 12 mm Ø

Abb.: 19 Die Verhältnisse der Impulsraten der Tumoren zu der Impulsrate der Umgebung bei verschiedenen Größen und Tiefen der Tumoren im Phantom.



31-Lochkollimator J^{131}

1 26 mm Ø
2 20 mm Ø
3 12 mm Ø

Abb.: 20 Die Verhältnisse der Impulsraten der Tumoren zu der Impulsrate der Umgebung bei verschiedenen Größen und Tiefen der Tumoren im Phantom

Bei geringeren Konzentrationsverhältnissen, wie im Impulsratenverhältnis 2 : 1 sind die Knoten nicht mehr so deutlich zu detektieren und die Ergebnisse von ^{99m}Tc und ^{131}J unterscheiden sich nicht mehr wesentlich. (Abb.: 17 bis 20)

Durch Kollimatoren, die den Eigenschaften des ^{99m}Tc angepaßt sind, würde sich das Ergebnis noch mehr zu Gunsten des ^{99m}Tc verschieben. Das ist auch aus dem Ergebnis der Messungen mit dem 31 Lochkollimator ersichtlich. Harper, 1964, beschreibt einen speziell für ^{99m}Tc angefertigten Kollimator, der sich durch die hohe Zahl von 253 bzw. 271 Bohrungen auszeichnet und einen Szintillationskristall von 1,75" Ø x 0,25" abschirmt.

Die Messungen der Impulsratenverhältnisse

I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung. Die Größe des Tumors und Tiefe des Tumors im Phantom sind dabei konstant gehalten.

Versuchsanordnung

Zur Durchführung der Messungen diente als Phantom ein zylindrisches Glasgefäß mit einem Durchmesser von 18 cm und einer Höhe von 25 cm. Der Kollimator wurde von unten der Bodenplatte angelegt und das Gefäß mit radioaktiver Flüssigkeit in Schichten von 4 cm, 8 cm, 12 cm, 16 cm und 20 cm gefüllt. Als Tumorphantome dienten Plastickkugeln mit 2,6 cm, 2,0 cm und 1,2 cm Durchmesser. Diese enthielten ebenfalls radioaktive Flüssigkeit, wie sie auch für das Glasgefäß verwandt wurde, jedoch in Konzentrationsverhältnissen von 8 : 1, 2 : 1 und 0 : 1 zur Umgebung. Das Konzentrationsverhältnis 0 : 1 ergab sich durch Füllung der Kugeln mit Wasser und galt als Phantom für kalte Knoten. Mit jeder Kugelgröße wurde in den drei Konzentrationsverhältnissen Messungen in den Schichtdicken von 4 cm bis 20 cm durchgeführt.

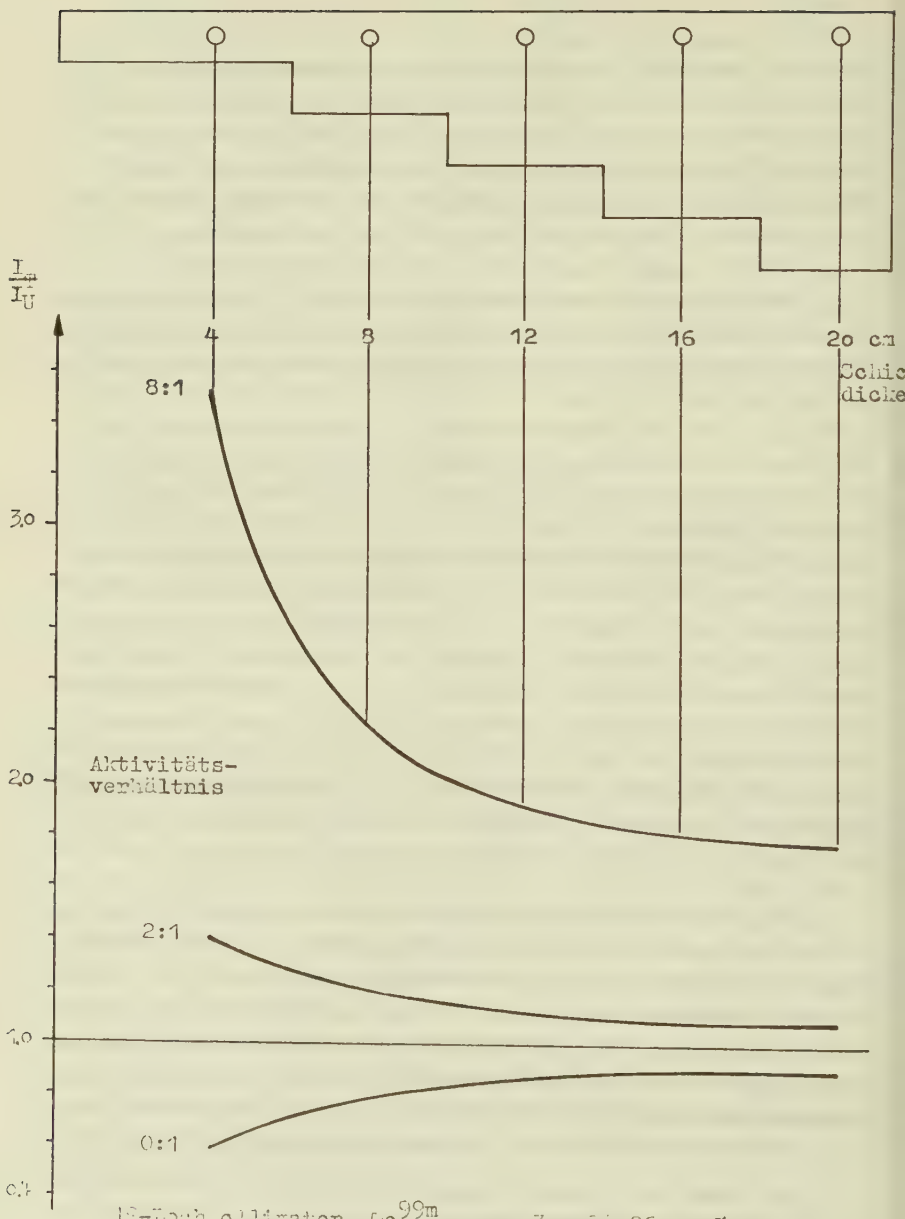
Ergebnis

Wird der Quotient I_T/I_U des Impulsratenverhältnisses der Strahlung des Tumors zur Strahlung der Umgebung in Form einer Kurve dargestellt, wobei die Tiefe des Tumors im Phantom konstant bei 2 cm gehalten wurde, während sich die Schichtdicke von 4 cm auf 8 cm, 12 cm, 16 cm und 20 cm erhöhte, so ist folgendes Ergebnis der Darstellung zu entnehmen:

Die relativ weiche Gammastrahlung des ^{99m}Tc ergibt gegenüber der des ^{131}J günstigere Resultate bis in Tiefen von etwa 10 cm. Der Quotient des Impulsratenverhältnisses über dem Tumor zu dem der Umgebung ist bei ^{99m}Tc größer als bei ^{131}J. (Abb.: 21 bis 24) Dieses Ergebnis ist dadurch bedingt, daß die Umgebungsstrahlung aus größeren Tiefen nicht mehr bis an die Oberfläche vordringt, sondern schon früher im Gewebe (Wasser) absorbiert wird. Die härtere Strahlung des ^{131}J erreicht auch aus 20 cm Tiefe noch den Kollimator und beeinflußt damit den Quotienten I_T/I_U im ungünstigen Sinne - Vergrößerung von I_U ergibt eine Verkleinerung des Quotienten - wobei sich das Ergebnis insgesamt verschlechtert. Diese negative Auswirkung macht sich jedoch nur in oberflächennahen Bereichen bemerkbar. In größeren Tiefen bei Schichtdicken ab 12 cm ändert sich das Verhältnis zu Gunsten des ^{131}J. Jetzt bewirkt die härtere Strahlung des ^{131}J, daß auch aus tiefen Schichten und großen Schichtdicken noch genügend Impulse den Kollimator erreichen und registriert werden können.

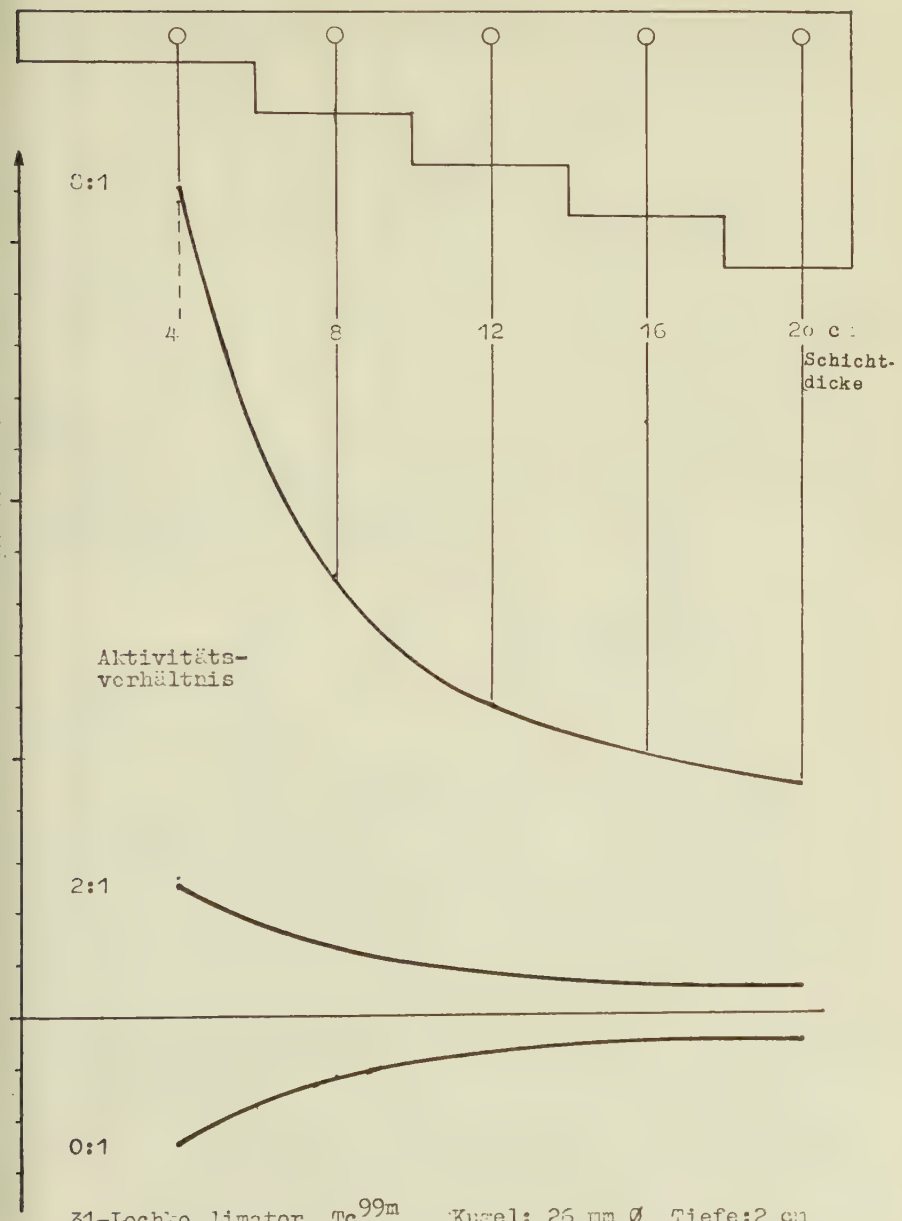
Aus den Abbildungen ist weiter zu entnehmen, daß die Werte, die mit dem 31 Loch-Vielkanalkollimator gemessen wurden, ein günstigeres Impulsratenverhältnis ergeben und damit eine bessere Erkennung des Tumors im Gewebe erwarten lassen. Hierbei zeigt sich erneut, daß sich die Ergebnisse von ^{99m}Tc, gemessen mit beiden Kollimatoren, in größerer Tiefe und Schichtdicke annähern, während das Verhältnis auch in größeren Tiefen und Schichtdicken bei ^{131}J sich nicht wesentlich verändert.

Auf Grund der bereits aufgeführten physikalischen Unterschiede beider Strahlung ergeben sich günstigere Verhältnisse für ^{99m}Tc in oberflächennahen Bereichen, unabhängig von der Schichtdicke.



HR-Loch.collimator ^{99m}Tc Kugel: 25 cm Ø Tiefe:2 c

Abb.: 21 Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschieden Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Um gebung. Größe und Tiefe des Tumors im Phantom sin konstant.



31-Lochkollimator Tc^{99m} Kugel: 26 mm Ø Tiefe:2 cm

Abb.: 22 Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung. Größe und Tiefe des Tumors im Phantom sind konstant.

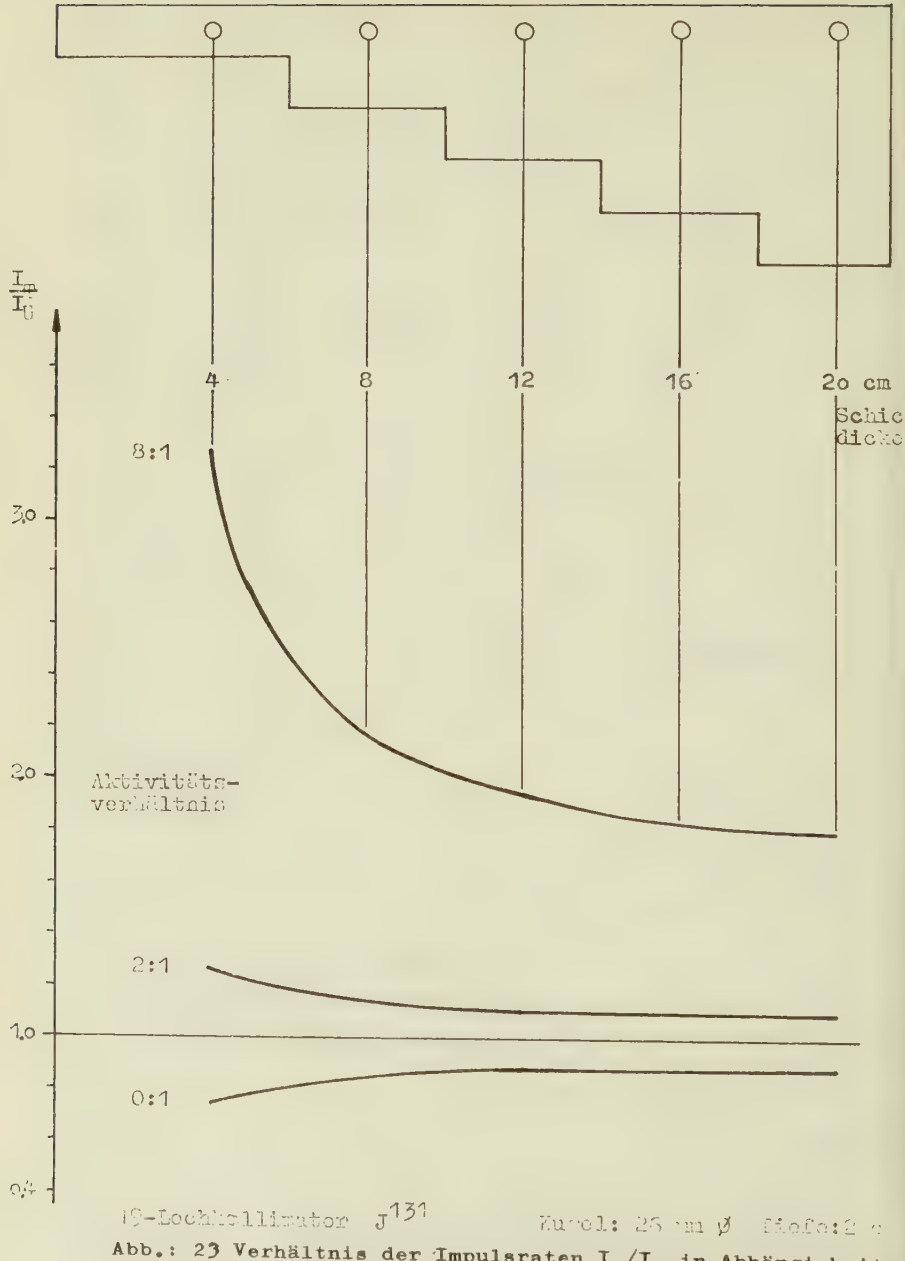
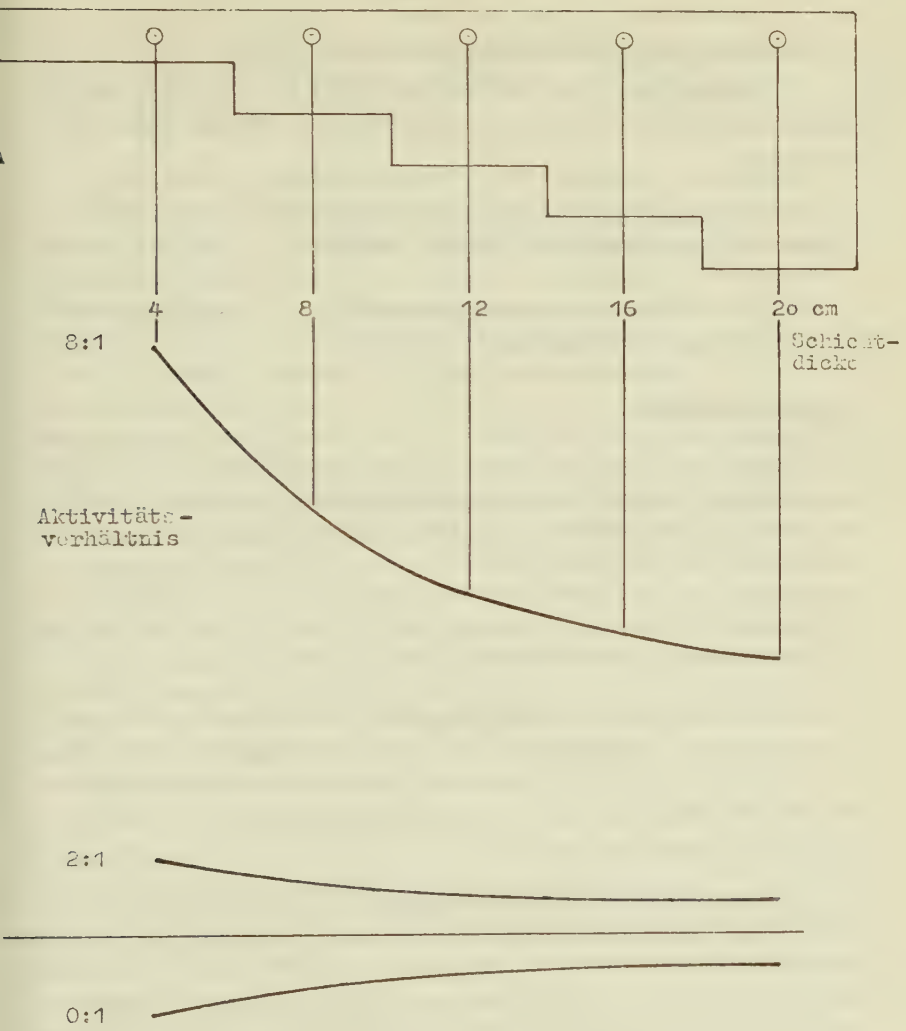


Abb.: 23 Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit vo
der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Kon
zentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebun
Größe und Tiefe des Tumors im Phantom sind konstant



J-Lochkollimator J^{131} Kugel: 75 mm Ø Tiefe:2

Abb.: 24 Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung.Größe und Tiefe des Tumors im Phantom sind konstant.

Die Messungen der Impulsratenverhältnisse I_T/I_U

in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung.

a) bei konstanter Tiefe des Tumors im Phantom und unterschiedlicher Größe der Tumoren (Kugeln).

b) bei konstanter Größe des Tumors, aber sich ändernder Tiefe des Tumors im Phantom.

Versuchsanordnung

Zur Durchführung der Messungen diente als Phantom das bereits beschriebene cylindrische Glasgefäß. Die Kollimatoren lagen von unten an der Bodenplatte. Das Gefäß wurde mit radioaktiver Flüssigkeit in Schichten von 4 cm, 8 cm, 12 cm, 16 cm und 20 cm gefüllt. Als Tumoren dienten die bisher benutzten Plastikugeln mit den Durchmessern von 1,2 cm, 2,0 cm und 2,6 cm. Die Durchführung der Messungen geschah folgendermaßen:

a) In dem mit unterschiedlicher Schichtdicke gefüllten Phantom wurden in Abständen von 4 cm, beginnend bei 2 cm Tiefe, bis 18 cm Tiefe in allen drei Kugelgrößen mehrere Messungen durchgeführt in den Konzentrationsverhältnissen von 8 : 1, 2: 1 und 0 : 1.

b) Mit einer konstanten Tumorgröße von 2,6 cm Durchmesser wurden in jeder Schichtdicke mehrere Messungen bei verschiedenen Tiefen des Tumors im Phantom durchgeführt. Die Tiefe änderte sich mit je 4 cm Abstand zur vorhergehenden, beginnend bei 2 cm Tiefe und einer Schichtdicke von 4 cm. Die Messungen erfolgten ebenfalls in den verschiedenen Konzentrationsverhältnissen.

Ergebnis

Zu a)
Vergleicht man hierbei wiederum die Quotienten der Impulsratenverhältnisse I_T/I_U und nimmt diesen als Parameter, so zeigt sich, wie erwartet, daß das ^{99m}Tc in allen drei Tu-

morgrößen dem ^{131}J bis zu einer Schichtdicke von etwa 10 cm überlegen ist und die günstigeren Resultate ergibt. (Abb.: 24, 24a bis 27, 27a)

In größeren Schichtdicken tritt wiederum die härtere Strahlung des ^{131}J kräftiger zum Vorschein und ergibt eine höhere Impulszahl, die sich auch im Verhältnis zur Umgebungsstrahlung durchsetzt. Die Kurven schneiden sich alle im Bereich von 8 bis 10 cm Schichtdicke, wobei sich bei der Tumorgröße von 1,2 cm Durchmesser die Verhältnisse nicht mehr exakt bestimmen lassen. In dieser Größenordnung tritt der Unterschied nur in der Schichtdicke von 4 cm deutlicher in Erscheinung. Das beruht zum Teil auch auf dem bei geringerer Impulsrate größer werdendem statistischen Fehler und anderen meßtechnischen Bedingungen. Auch hierbei liegen die Werte des 31 Loch-Vielkanalkollimators höher als die des 19 Loch-Vielkanalkollimators.

Zu b)

Hier wird in Abbildungen verdeutlicht, wie sich bei gleichbleibender Kugelgröße und sich ändernder Tiefe der Tumoren in den verschiedenen Schichtdicken die Impulsratenverhältnisse verändern.

Es ist deutlich ersichtlich, daß in den geringeren Schichtdicken von 4 cm und 8 cm ^{99m}Tc dominiert und etwa im Bereich von 12 cm von dem stärker durchdringenden ^{131}J übertroffen wird. Das trifft auf alle Konzentrationsverhältnisse prinzipiell gleich zu.

Die kalten Knoten verhalten sich nicht anders als die Tumoren, die mit ihrer Aktivität im Verhältnis 2 : 1 zur Umgebung stehen. (Abb. 28, 28 a bis 31, 31a)

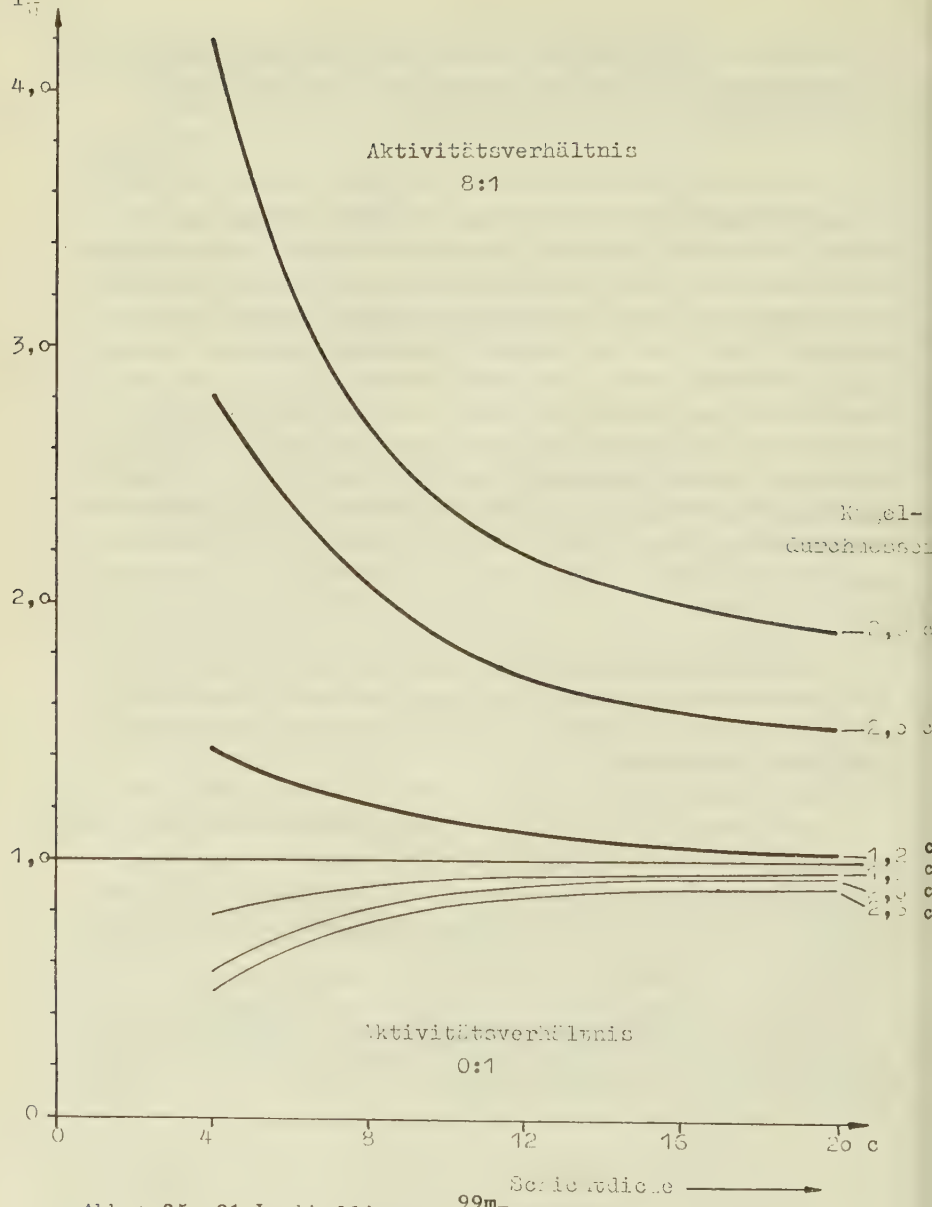


Abb.: 25 31-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugeln in 2 cm Tiefe
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Tiefe des Tumors im Phantom und unterschiedlicher Größe der Tumoren.

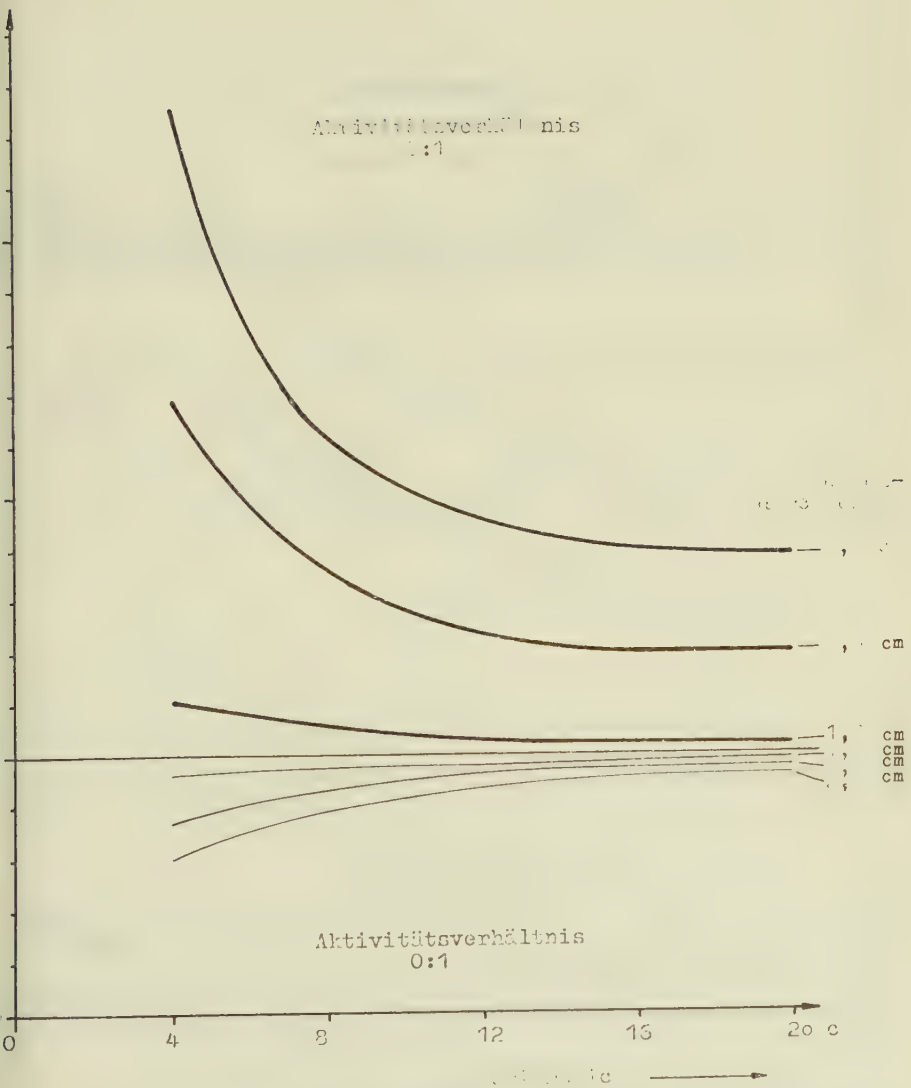


Abb.: 26 19-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugeln in 2 cm Tiefe
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Tiefe des Tumors im Phantom und unterschiedlicher Größe der Tumoren.

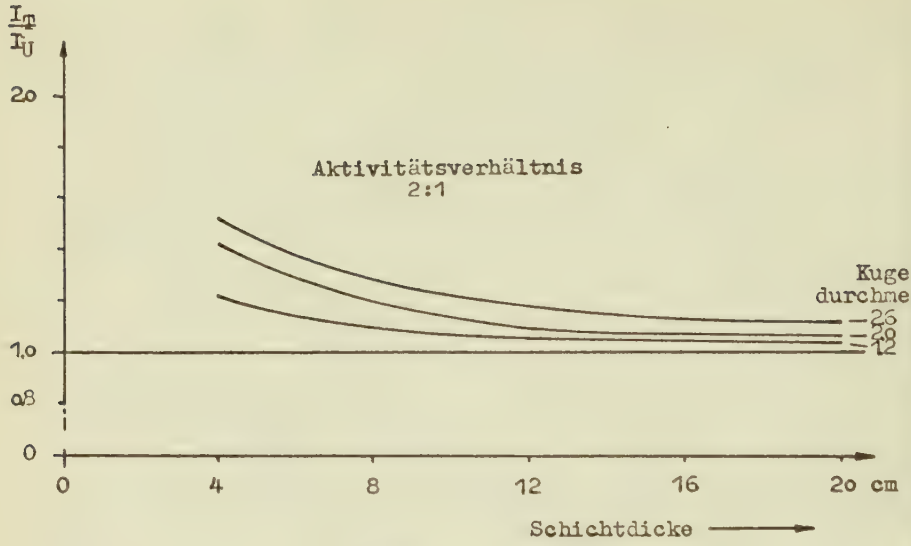


Abb.:25a [illegible]-Kollimator [illegible] Kugeln in 2 cm Tiefe

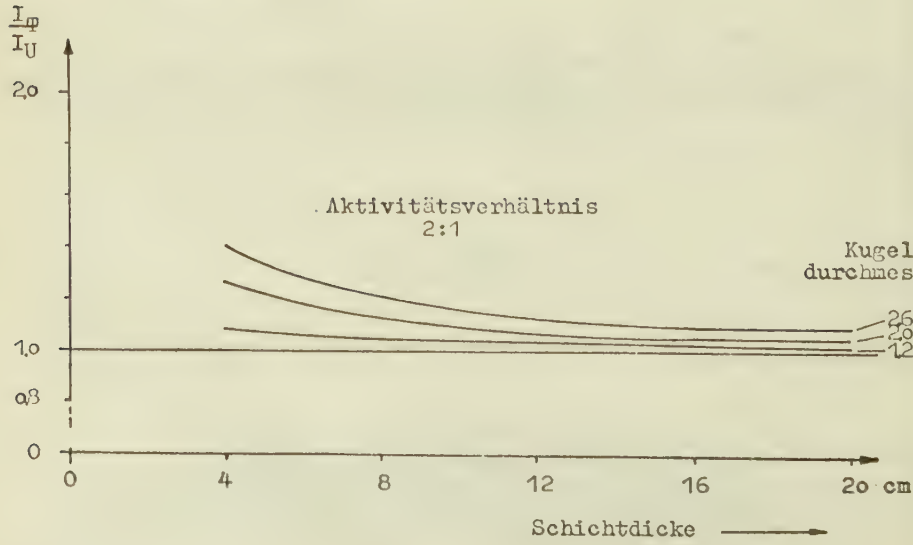


Abb.:26a [illegible]-Kollimator [illegible] Kugeln in 2 cm Tiefe

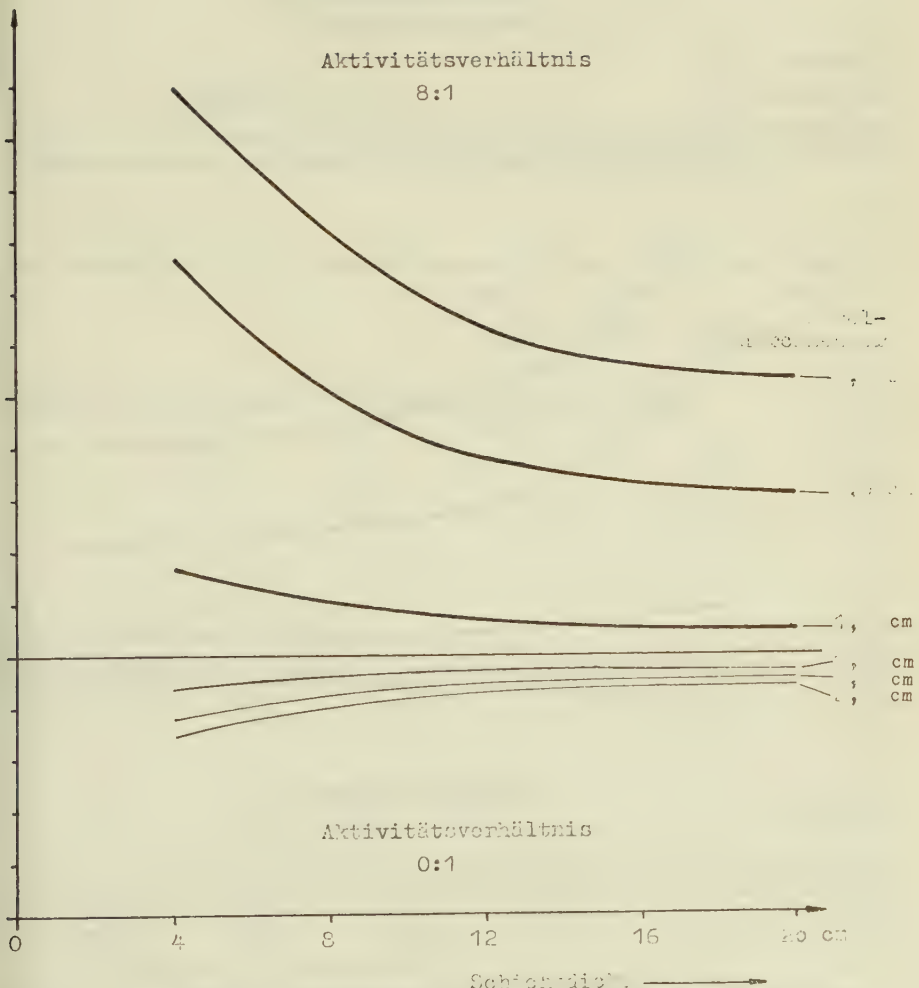


Abb.: 27 31-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugeln in 2 cm Tiefe
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Tiefe des Tumors im Phantom und unterschiedlicher Größe der Tumoren.

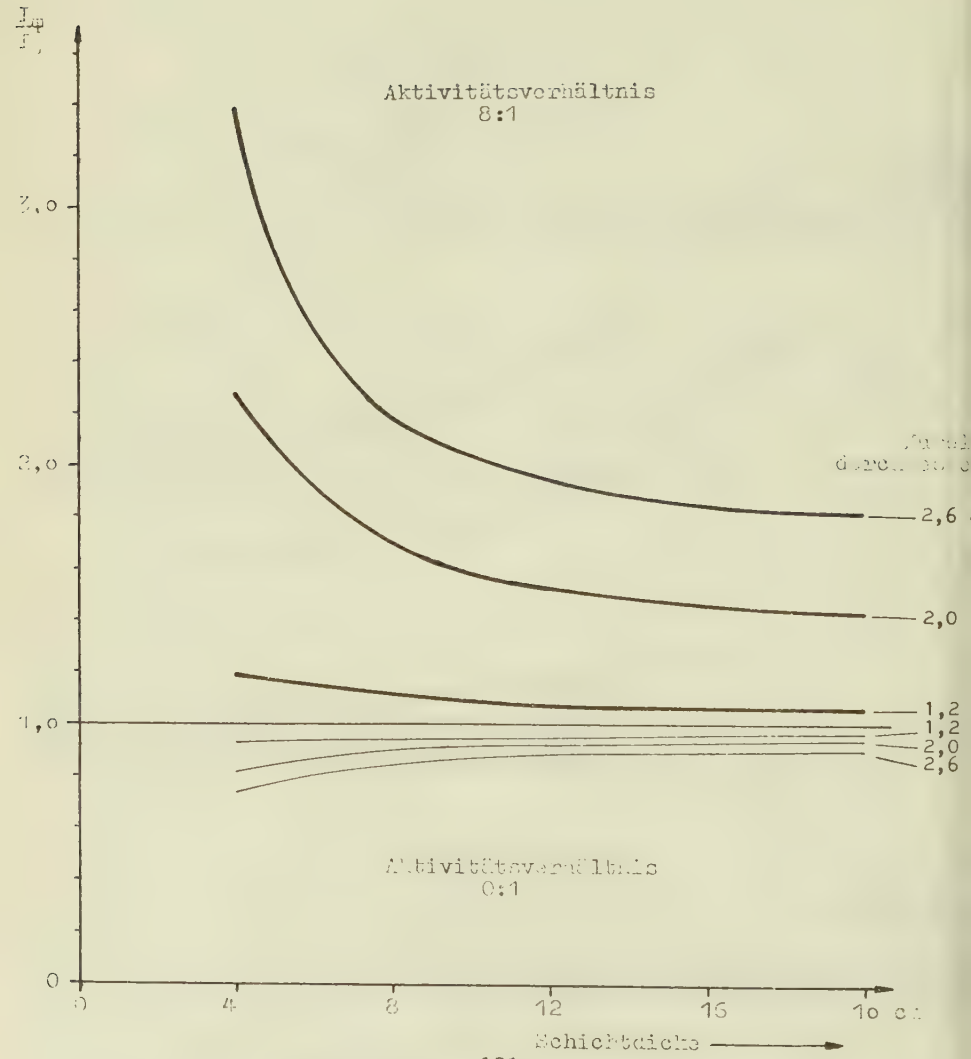


Abb.: 28 19-Lochkollimator ^{131}J Kugeln in 2 cm Tiefe
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Tiefe des Tumors im Phantom und unterschiedlicher Größe der Tumoren.

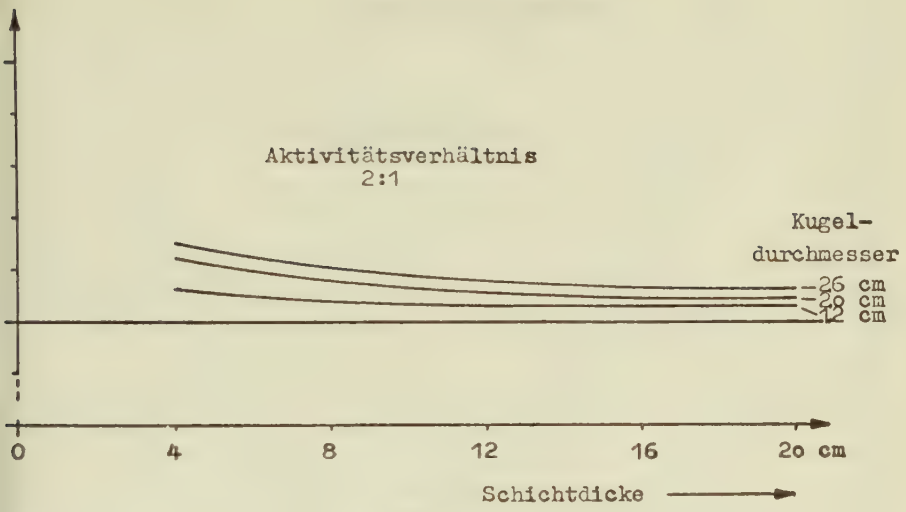


Abb.:27a 19-Lochkollimator ^{131}J Kugeln in 2 cm Tiefe

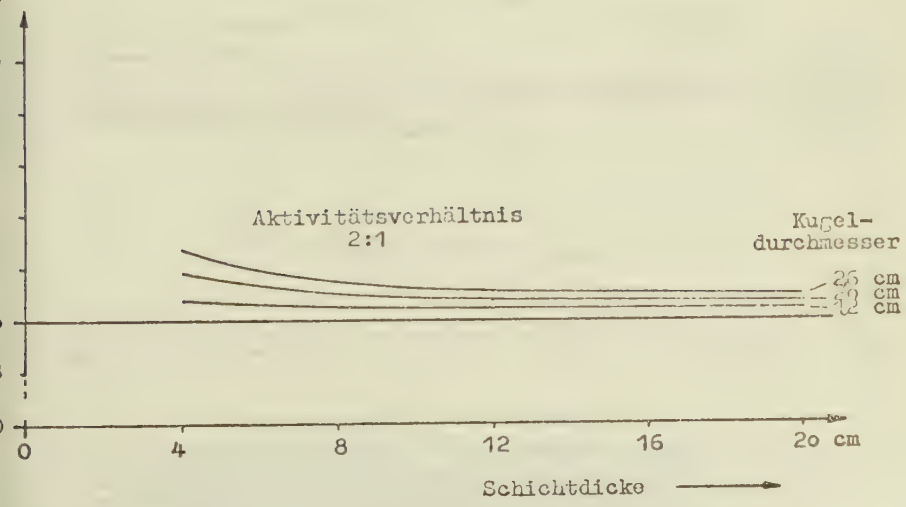


Abb.:28a 31-Lochkollimator ^{131}J Kugeln in 2 cm Tiefe

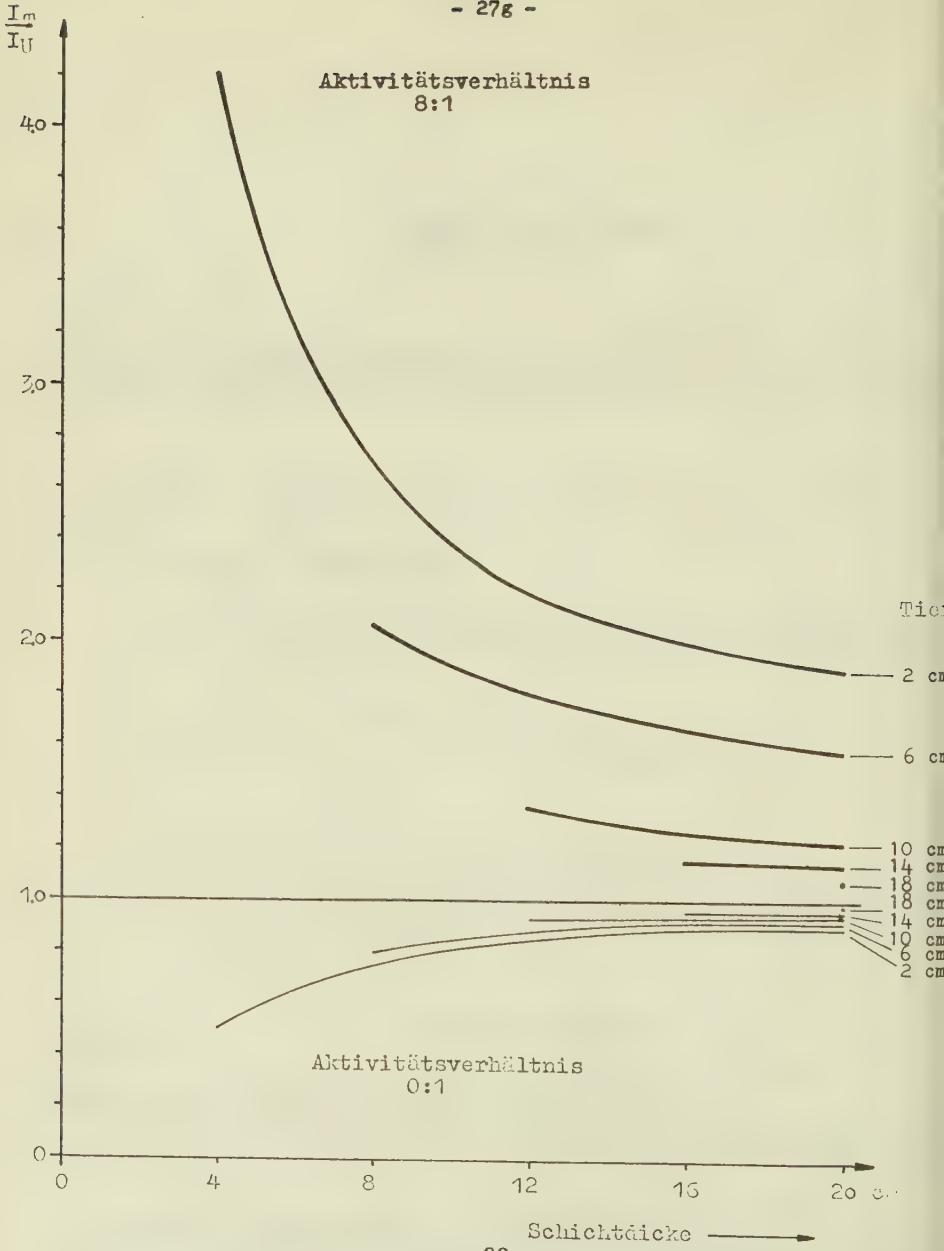


Abb.: 29 31-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugel: 2,6 cm Ø
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Größe des Tumors aber sich ändernder Tiefe des Tumors im Phantom.

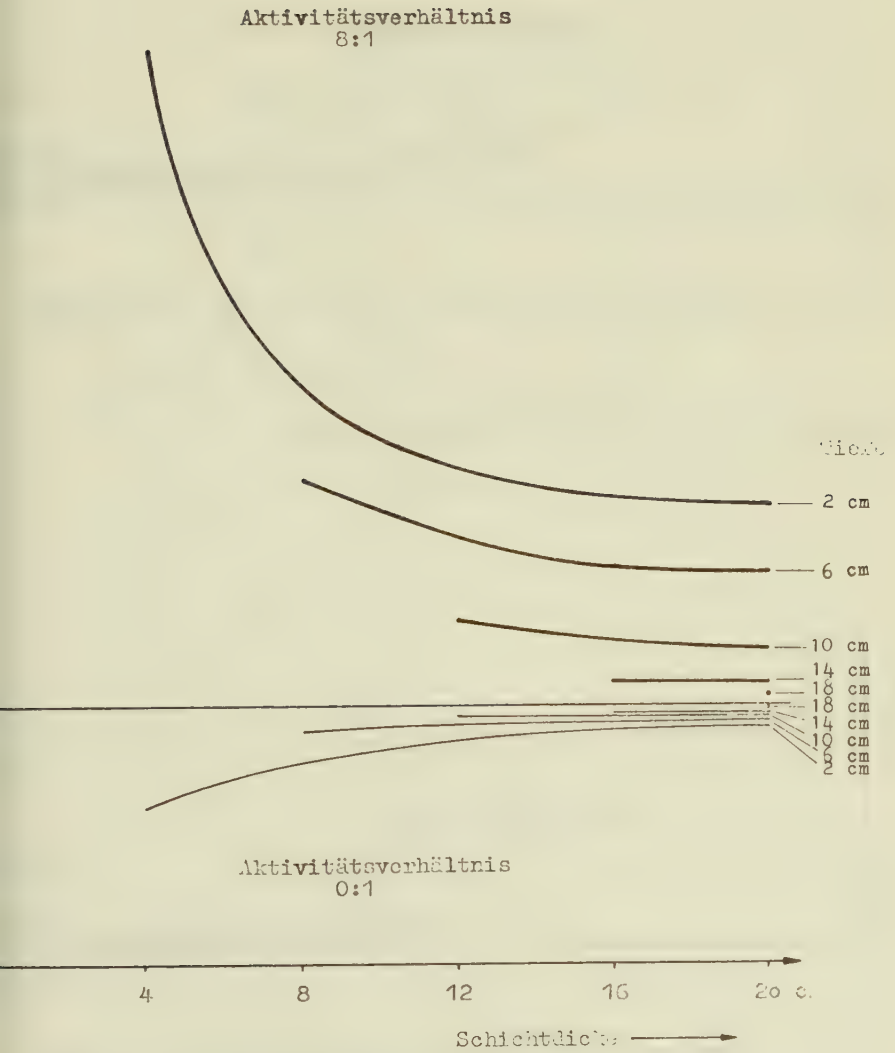


Abb.: 30 19-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugel: 2,6 cm Ø
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Größe des Tumors aber sich ändernder Tiefe des Tumors im Phantom.

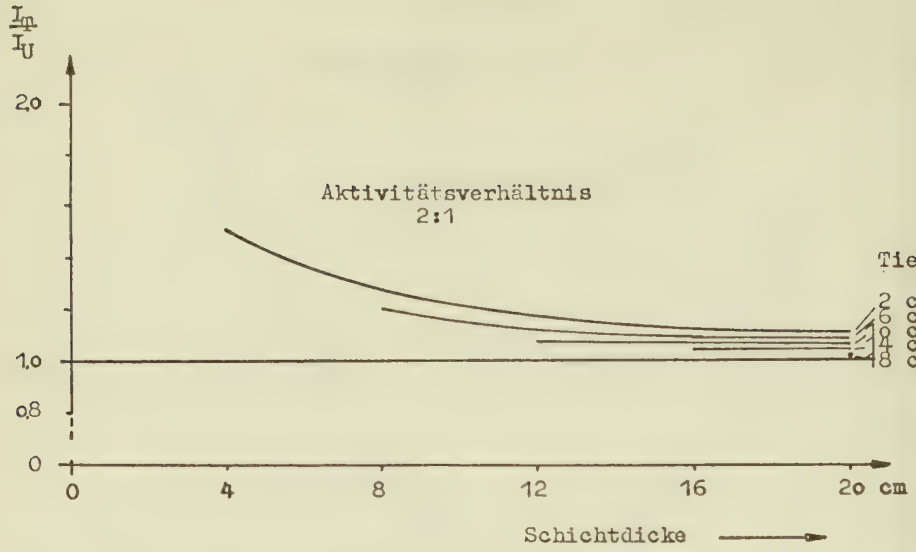


Abb.:29a 19-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugel: 26 cm Ø

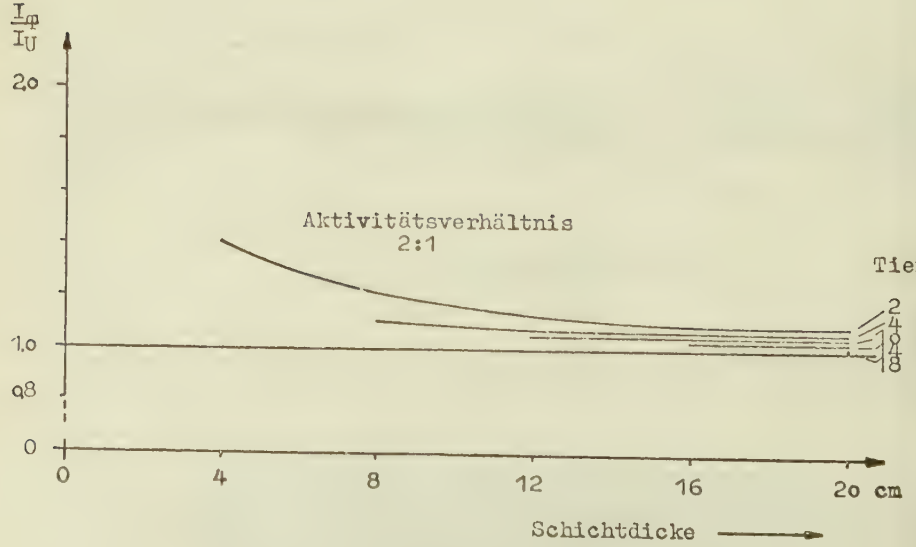


Abb.:30a 31-Lochkollimator ^{99m}Tc Kugel: 26 cm Ø

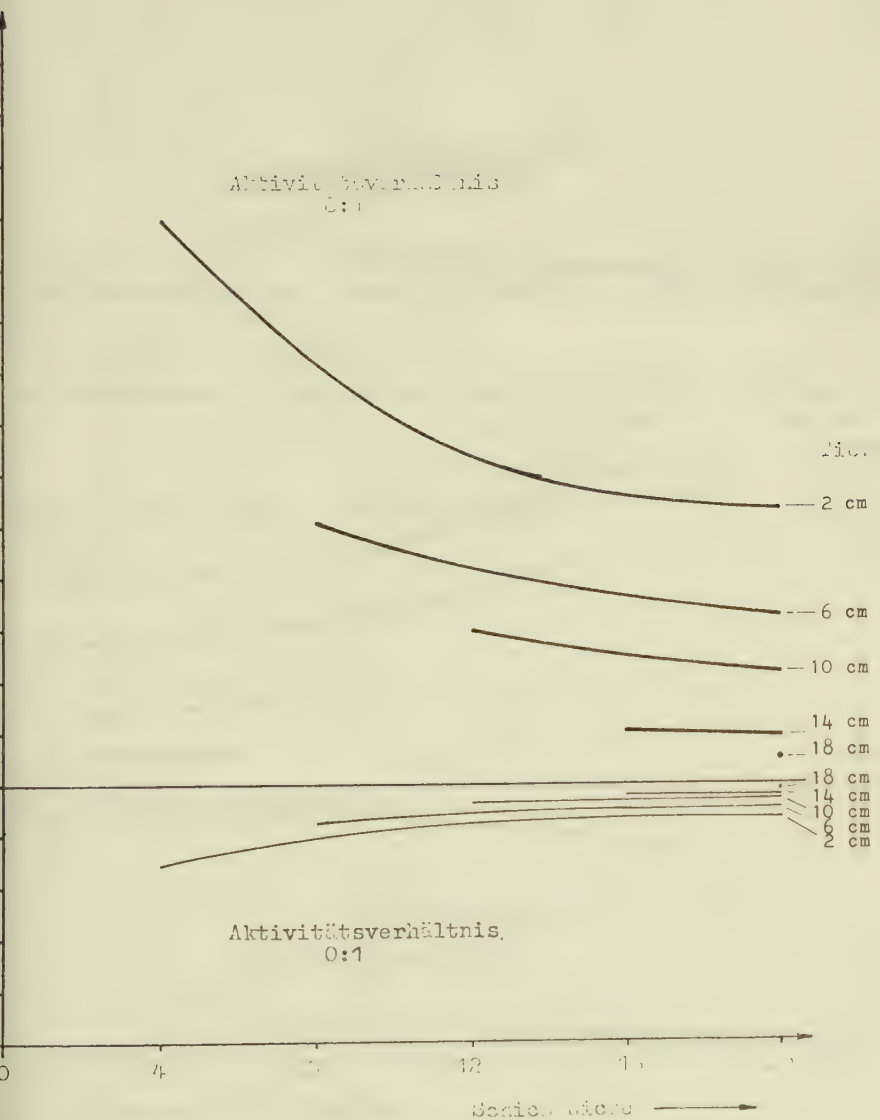


Abb.: 31 31-Lochkollimator ^{131}J Kugel: 2,6 cm Ø
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Größe des Tumors aber sich ändernder Tiefe des Tumors im Phantom.

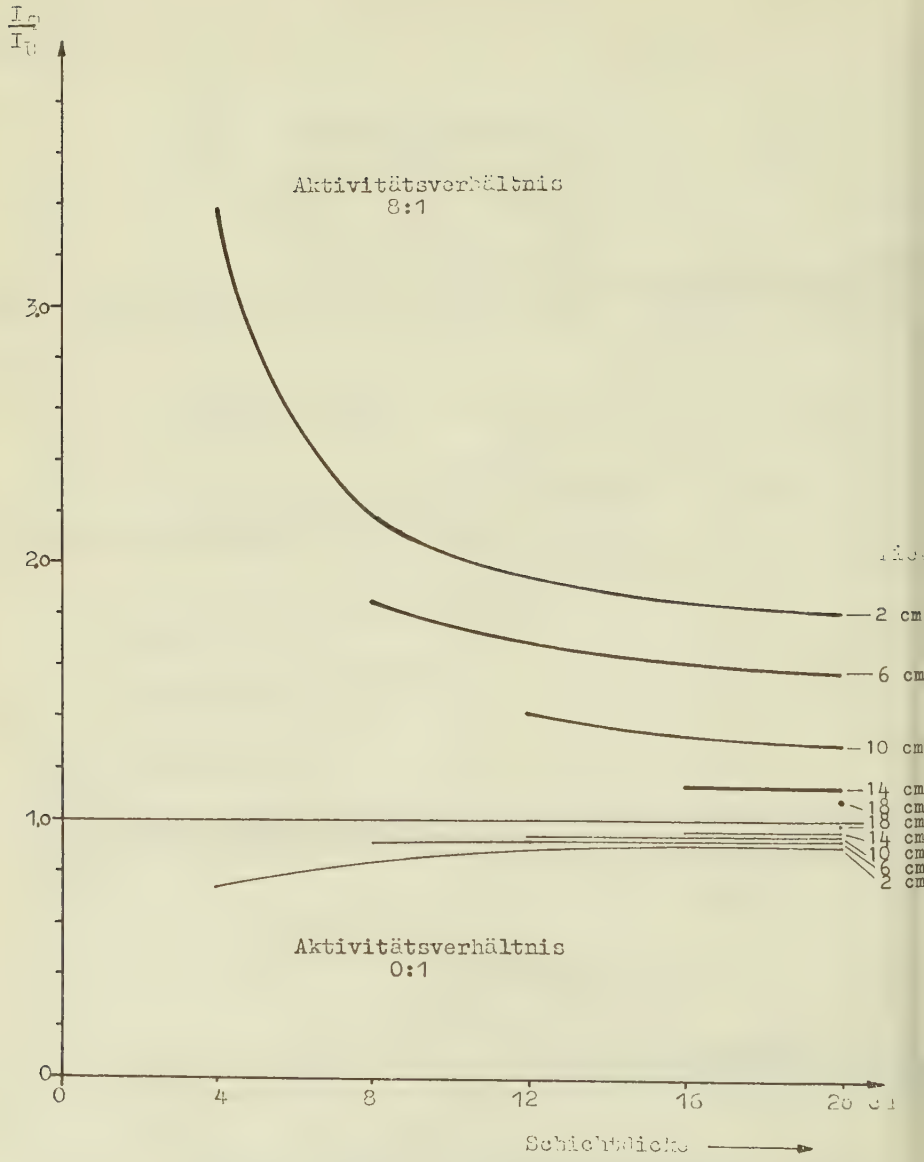
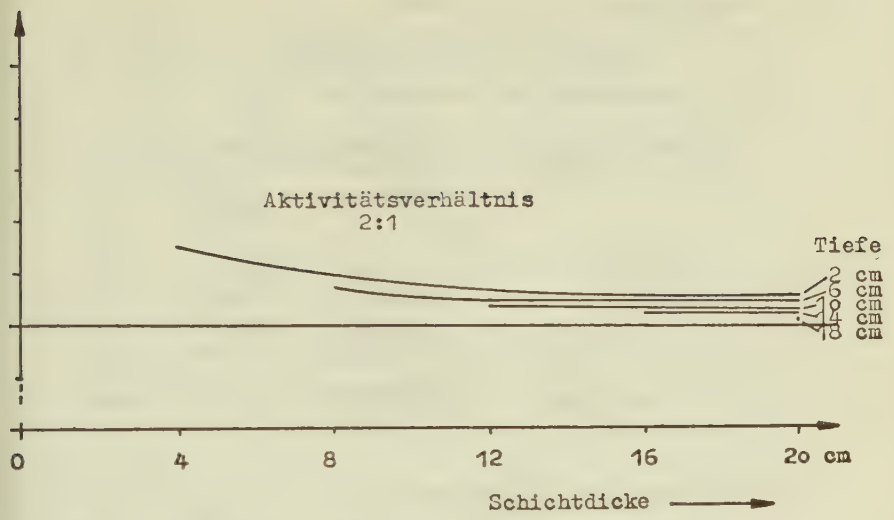
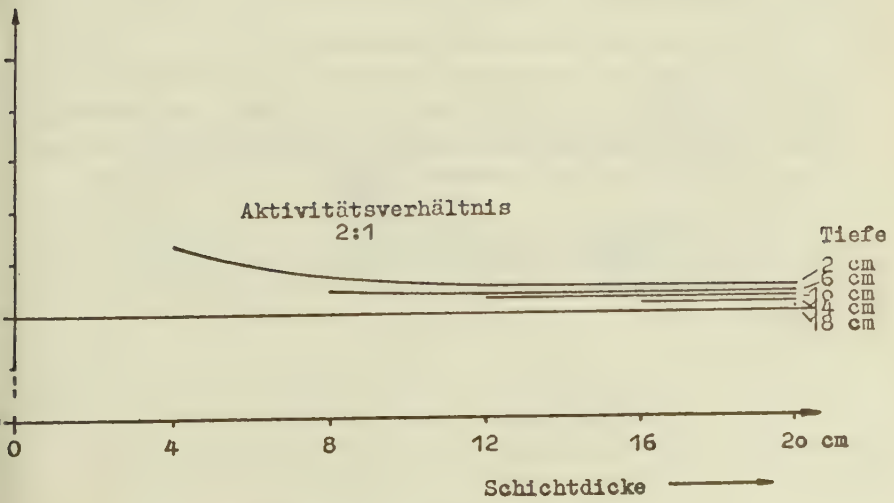


Abb.: 32 19-Lochkollimator Kugel: 2,6 cm Ø
Verhältnis der Impulsraten I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung bei konstanter Größe des Tumors aber sich ändernder Tiefe des Tumors im Phantom.



:31a 19-Lochkollimator ^{131}J Kugel: 26 cm Ø



b.:32a 31-Lochkollimator ^{131}J Kugel: 26 cm Ø

2.4 Untersuchungen an Patienten

2.41 Berechnung des Streufaktors und der Speicherung

I. Berechnung des Streufaktors

Halsphantom:	Imp./min.	3604
	./. Nullwert	1490
	Imp./min.	2114

Cocktail	Imp./min.	3031
	./. Nullwert	1490
	Imp./min.	1541

$$\text{Streufaktor} = \frac{\text{Halsphantom}}{\text{Cocktail}} = \frac{2114}{1541} = 1{,}37$$

II. Berechnung der Speicherung

Zur Berechnung der Speicherung von ^{99m}Tc in der Schilddrüse erfolgen Messungen an einem Halsphantom. Diese ergaben einen Streufaktor von 1,37 (siehe unter I.) Dieser Wert mußte bei der Berechnung der Speicherung in der Schilddrüse berücksichtigt werden.

Cocktail (Spritze) x 1,37 = 100 % = Wert für die Schilddrüsenmessungen.

III. Durchschnittliche Speicherung

An neun Patienten wurde nach intravenöser Verabfolgung von 1 mCi bis 2,5 mCi, je nach Größe der Struma, nach 1 Stunde die aufgenommene Menge ^{99m}Tc bestimmt und daraus die Speicherung berechnet.

Die durchschnittliche Speicherung betrug 26,13 %. Die Werte waren von 18 bis 26,13 % gestreut.

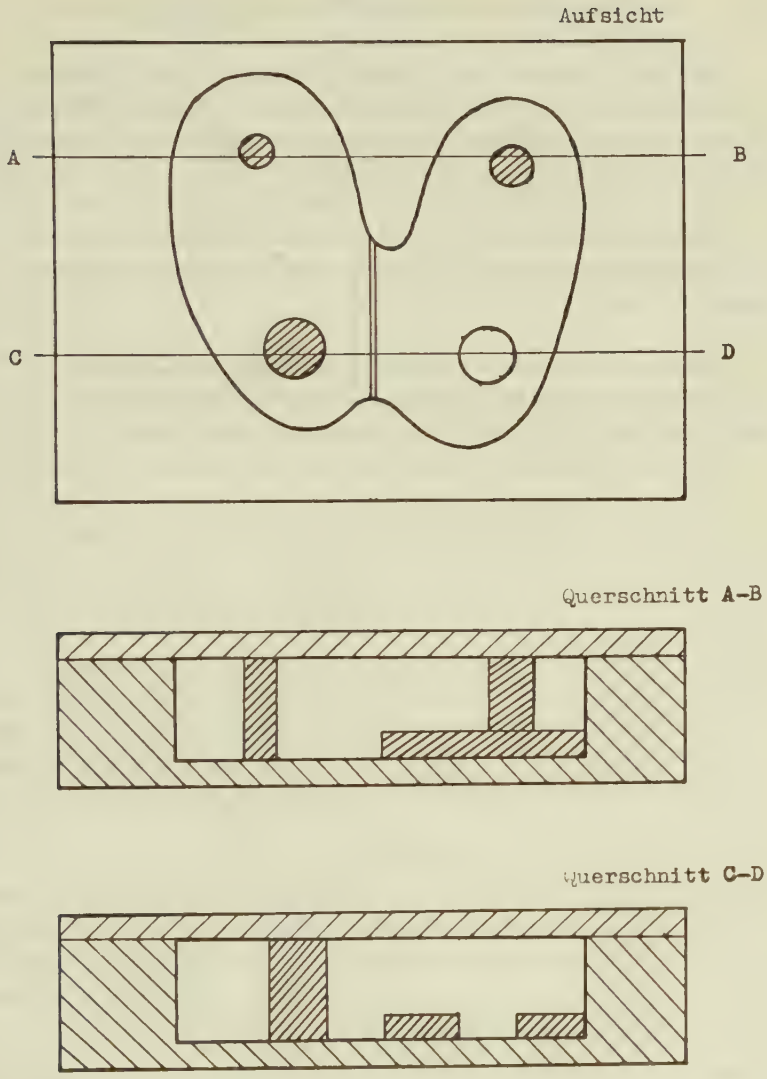


Abb.: 33 Schilddrüsenphantom

Querschnitt A-B mit 2 kalten Knoten

Querschnitt C-D mit 1 kalten und 1 heißen Knoten

2.42 Schilddrüsenscanning mit ^{99m}Tc und ^{131}J

Es folgen Scanbilder eines Phantoms, sowie Scanbilder der Schilddrüse von Patienten, die mit ^{131}J und ^{99m}Tc aufgenommen wurden und das gute Ergebnis der Schilddrüsenszintigraphie mit ^{99m}Tc illustrieren.

Die Abbildungen 34 und 35 sind szintigraphische Beispiele des Phantoms für ^{99m}Tc Pertechnetat und die Abbildungen 36 und 37 für ^{131}J.

Abbildungen 38 - 41 sind Beispiele von Patienten. Die Szintigramme sind am gleichen Patient im Abstand von nur 1 Tag mit ^{99m}Tc und ^{131}J angefertigt worden.

2.43 Leberscanning mit ^{99m}Tc-Sulfurkolloid und ^{198}Au-Kolloid

Um den weiteren Anwendungsbereich der diagnostischen Möglichkeiten kurz zu demonstrieren, wurden szintigraphische Untersuchungen der Speicheldrüse und der Leber vorgenommen. Für die Speicheldrüse wurde das ^{99m}Tc ebenfalls in Form von Pertechnetat benutzt, während die Leberszintigraphie mit in kolloidaler Form vorliegendem ^{99m}Tc durchgeführt wurde.

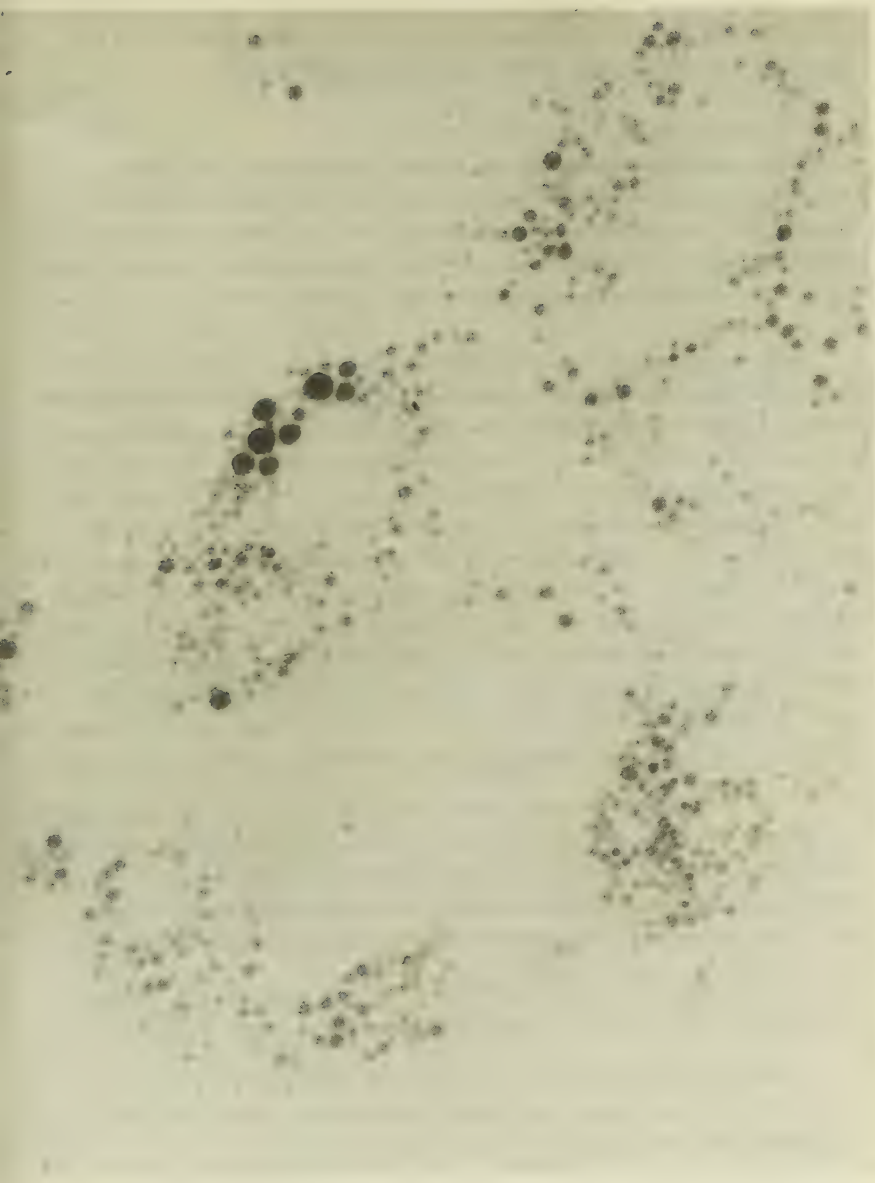
Zur Leberszintigraphie mit ^{99m}Tc werden verschiedene Methoden vorgeschlagen, um die entsprechenden Kolloide herzustellen. Jede dieser Methoden hat das Ziel, das ^{99m}Tc in eine Form zu bringen, in der es in der Leber maximal angereichert wird. Dabei muß darauf geachtet werden, daß die Teilchengröße einen bestimmten Wert nicht überschreitet, da die Teilchen sonst zu einem großen Teil bereits in der Lunge abgefangen werden.

So werden das ^{99m}Tc als Fettemulsion (18,19) oder an Humanserumalbumin (25) gebunden appliziert. In beiden Fällen kommt es zu einer genügenden Anreicherung in der Leber mit ausreichenden Resultaten bei der Leberszintigraphie. Man kann das ^{99m}Tc auch in Form von Thiocyanat verabfolgen.

Wir verwendeten $^{99m}Tc_2S_7$ zusammen mit kolloidalem Antimonsulfid, das in den Zellen des Retikuloendotheliums gespeichert wird. Außer Antimon lassen sich noch ^{99m}Tc, F, Cl, J, Br, Mg und Rhenium in Sulfidform als kolloidale Trägersubstanzen verwenden.

Patton (34) berichtet in seiner Arbeit ausführlich über die Herstellung von Rheniumsulfid und Technetiumsulfid, die er als Kolloide benutzte. Er gibt dem Rhenium als der ungiftigeren Substanz gegenüber dem Antimon den Vorzug. In der Form von Antimonsulfid und der hier benutzten kolloidalen Form ist das Antimon jedoch ohne jede schädliche Wirkung. (1, 11, 13) Die von uns verwendete kolloidale Lösung wurde

Elektronenmikroskopische Vergrößerung von kolloidalem Antimonsulfid - nachvergrößert auf 149 ooo



Elektronenmikroskopische Vergrößerung von kolloidalem Antimonsulfid plus Technetiumsulfid - nachvergrößert auf 149000

unter sterilen Kautelen und pyrogenfrei hergestellt, nach der von Garzon et al. (14) angegebenen Methode.

Prüfung der kolloidalen Lösung

Die so gewonnene Lösung wurde im Institut für Elektronenmikroskopie am Fritz-Haber-Institut der Max-Planck-Gesellschaft elektronenmikroskopisch auf das 42000-fache vergrößert und photographisch auf das 149000-fache nachvergrössert, um die mittlere Teilchengröße der Kolloide zu ermitteln.

In den Abbildungen 42 und 43 werden die ermittelten Teilchengrößen, einmal der reinen kolloidalen Antimonsulfidlösung und als kolloidale Antimonsulfid-Technetiumsulfidlösung, gezeigt. Es wurde eine mittlere Teilchengröße von 14,7 m/u bei der reinen Antimonsulfidlösung und 13,6 m/u nach Bindung an das Technetium gefunden. Diese Angaben stimmen mit den in der Literatur angegebenen gut überein und beweisen gleichzeitig, daß das kolloidale Antimonsulfid, das erst in einem zweiten Arbeitsgang mit dem Technetiumsulfid gekoppelt wird, dabei nicht in kleinere Bruchstücke zerfällt. (1, 11, 19) Die Teilchengröße ist schon deshalb von Bedeutung, da, wie bereits erwähnt, zu große Teilchen in der Lunge abgefangen werden und damit die prozentuale Anreicherung in der Leber sinkt.

Die Szintigramme wurden bereits 20 min nach intravenöser Applikation der radioaktiven Lösung durchgeführt und ergaben die in den Beispielen gezeigten guten Resultate, die denen mit ^{198}Au gemachten (27) nicht nachstehen, aber eine weit geringere Strahlenbelastung für den Patienten bedeuten.

Die biologische Halbwertszeit liegt bei etwa 6 Stunden. Sie stimmt damit beinahe mit der physikalischen überein.

Strahlenbelastung

Die Strahlenbelastung nach Gabe einer Dosis für Erwachsene beträgt etwa:

für die Leber bei ^{198}Au-Kolloid 3,9 bis 6,4 rd

bei ^{99m}Tc-Kolloid 170 bis 230 mrd

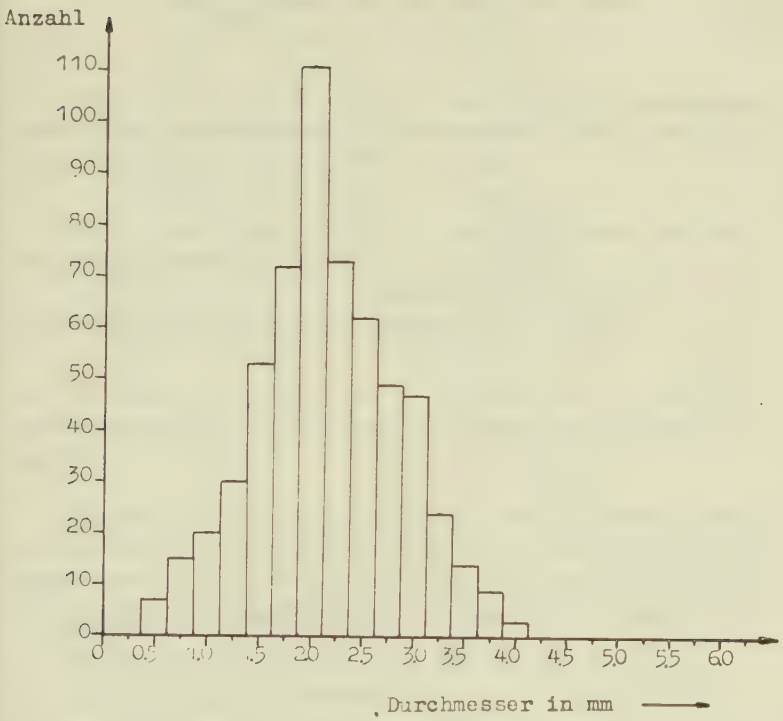


Abbildung 42

Verteilung der Teilchengröße von kolloidalem Antimonsulfid nach Auswertung des elektronenmikroskopischen Bildes.

Gesamtteilchenzahl: 589

Faktor: 1 mm = $6{,}71 \times 10^{-6}$

Mittlere Teilchengröße: 14,7 mμ

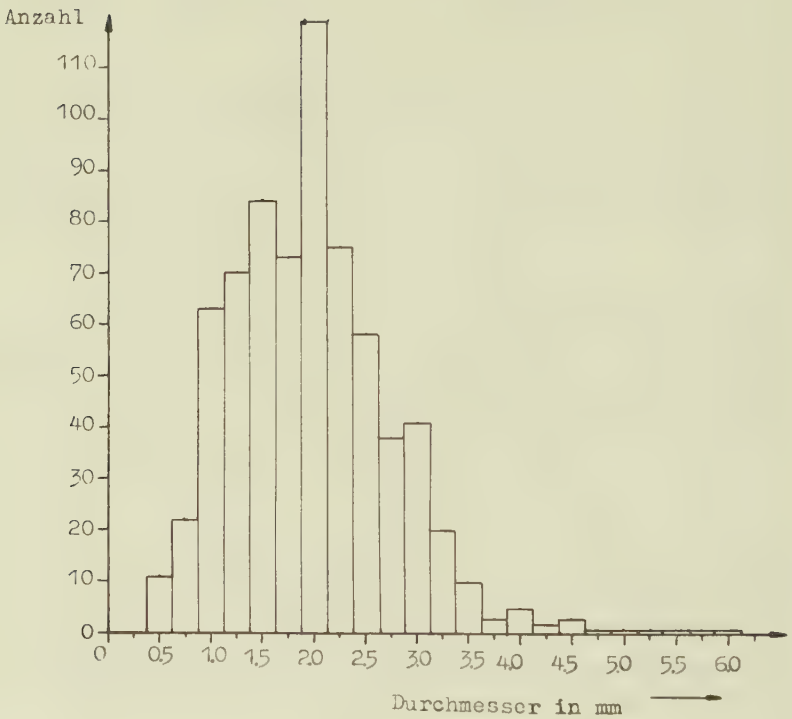


Abbildung 43

Verteilung der Teilchengröße von kolloidalem Antimonsulfid plus Technetiumsulfid nach Auswertung des elektronenmikroskopischen Bildes.
Gesamtteilchenzahl: 703
Faktor: 1 mm = $6{,}71 \times 10^{-6}$
Mittlere Teilchengröße: 13,6 mμ

für den gesamten Körper berechnet
bei ^{198}Au-Kolloid 350 mrd verglichen
mit ^{99m}Tc-Kolloid 12 mrd (13)

Die beiden Photographien zeigen die elektronenmikroskopischen Vergrößerungen der kolloidalen Lösung vor und nach der Bindung an das ^{99m}Technetium.

Die Auswertung erfolgte in den Abbildungen 42 und 43. Patientenbeispiele sind die Abbildungen 44 und 45.

2.44 Speicheldrüsenszintigraphie mit ^{99m}Technetium

Börner (1965) führte die Speicheldrüsenszintigraphie mit einer Dosis von 750 uCi ^{99m}Tc durch und erhielt gute Ergebnisse. (9)

Stebner (1968) berichtet über Speicheldrüsenscanning mit Dosen von 1 mCi ^{99m}Tc, wobei er jedoch keine befriedigenden Ergebnisse erzielte und schlägt vor, das ^{99m}Tc-Pertechnetat in einer Dosis von 3 mCi zu verabfolgen. (40)

Das in der Abbildung 46 demonstrierte Szintigramm einer normalen Speicheldrüse wurde nach Injektionen von 2,5 mCi ^{99m}Tc registriert. des ^{99m}Tc in den Speicheldrüsen lag bei uns bei 13 %. Um zu einem verwertbaren Scanbild zu gelangen, mußte die gleichzeitig auftretende Strahlung aus der Schilddrüse abgeschirmt werden. Die Abschirmung erfolgte mit einer 2 cm dicken Bleiplatte.

Abbildung 46 zeigt das Scanbild einer normalen Speicheldrüse.

2.45 Ergebnisse der klinischen Untersuchungen

a) Schilddrüsenszintigraphie

^{99m}Technetium-Pertechnetat zeigte in der klinischen Anwendung bei der Schilddrüsenszintigraphie eine Reihe von Vorteilen gegenüber dem ^{131}Jodid. Es wird vom Körper ähnlich wie das Jodion behandelt und erfährt eine schnelle Verteilung im extrazellulärem Raum. Dabei wird es besonders in der Schilddrüse, der Speicheldrüse und dem Magen angereichert.

Auf Grund seiner schnellen Anreicherung in der Schilddrüse können schon kurze Zeit nach Verabfolgung des Nuklids, es kann oral und intravenös gegeben werden, Scanbilder detektiert werden und, durch die niedrige Strahlenbelastung, die eine höhere Dosierung ermöglicht, lassen sich schnelle Abtastungen durchführen.

Durch die einfache Gewinnung eines ^{99m}Molybdän-^{99m}Technetium Generatoren ergibt sich eine leichte Handhabung im klinischen Routinebetrieb. Ein weiterer Vorteil gegenüber dem ^{131}Jod besteht in der weit geringeren Strahlenbelastung, selbst bei Applikation von höheren Dosen. Ebenfalls läßt sich ein Schilddrüsenszintigramm noch durchführen, wenn die Schilddrüse durch jodhaltige Medikamente für die Szintigraphie mit ^{131}Jod geblockt ist. Nach Durchführung der Schilddrüsenszintigraphie mit ^{99m}Tc besteht noch immer die Möglichkeit, sofort den Radiojodtest anzuschließen.

Die Qualität der Scanbilder steht der mit ^{131}Jod angefertigten nicht nach. Bei richtiger Anwendung ist also der Schilddrüsenszintigraphie mit ^{99m}Technetium der Vorzug zu geben, gegenüber dem mit ^{131}Jod ausgeführten.

b) Leberszintigraphie

Die Leberszintigraphie mit kolloidalem ^{99m}Technetium ergibt bei gleichwertigen Szintigrammen eine weit geringere Strahlenbelastung für den Patienten, verglichen mit kolloidalem ^{198}Gold und kann bereits 20 min nach intravenöser Applikation der radioaktiven Lösung vorgenommen werden. In der Form von Antimonsulfid als stabiles Kolloid ergibt sich auch von dem als Trägersubstanz benutzten Antimon keine Gefahr für den Patienten. Also auch hierbei ist der Szintigraphie mit ^{99m}Technetium der Vorzug zu geben.

c) Speicheldrüsenszintigraphie

Durch die Verwendung von ^{99m}TechnetiumPertechnetat besteht erstmals die Möglichkeit, das sezernierende Parenchym der Kopfspeicheldrüsen direkt darzustellen. Das hat mehrere gravierende Vorteile. Es erlaubt die Beurteilung der Funktionsfähigkeit einzelner Drüsenanteile oder gewisser Ausfallserscheinungen. Man kann dabei auch den Funktionsablauf in einzelnen Speicheldrüsen beurteilen. Die Darstellung von

polyostischen Speicheldrüsen und deren Beurteilung wird dadurch ebenfalls ermöglicht.

2.5 Kritik der Methode

Die hier verwendeten Kollimatoren werden im klinischen Routinebetrieb zur Schilddrüsen- und Leberszintigraphie benutzt. Sie sind jedoch speziell für den Gebrauch mit ^{131}J konstruiert und gewähren damit nicht die optimalen Bedingungen für die Messungen mit ^{99m}Tc. Dazu kommt, daß man die Nuklide ^{99m}Tc und ^{131}J nur bedingt vergleichen kann. Die physikalischen und biologischen Eigenschaften wie Halbwertszeit und -schicht, die Art der ausgesandten Strahlung, die Speicherung von ^{131}J in der Schilddrüse und dessen Einbau in die Hormone, was beim ^{99m}Tc nicht der Fall ist und die unterschiedliche Resorptionszeit, divergieren sehr stark.

Neben dem Nachteil, daß man für ^{99m}Tc und ^{131}J eigentlich verschiedene Kollimatoren benutzen sollte, besteht noch das Problem der Meßwertschwankung, die durch verschiedene Faktoren, wie nicht vollständig gleichmäßige Vermischung der radioaktiven Lösung im Wasser des Beckens, nicht exakt achsengerechte Stellung der Kugeln im Becken und eventuell nicht gleichmäßiger Zerfall der radioaktiven Stoffe, bedingt sind.

Die gewonnen Versuchsergebnisse sind dennoch vergleichbar, da sie durch eine in sich einheitliche Versuchsanordnung und -ausführung, die exakt zu messen und zu reproduzieren ist, gewonnen wurden. Die Ergebnisse mit ^{99m}Tc lassen sich aber nicht absolut werten, sondern sind in dem hier gesteckten Rahmen zu betrachten.

Abb.: 34 Szintigramm eines Schilddrüsenphantoms mit ^{99m}Tc

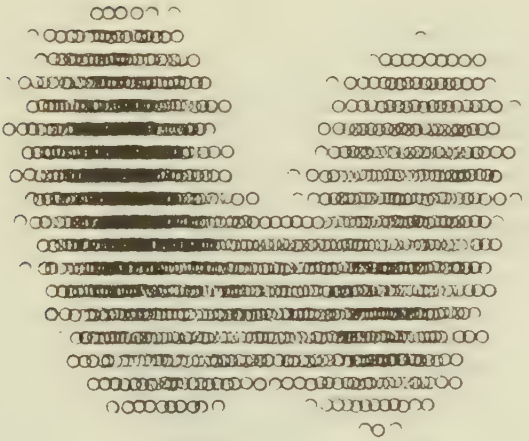


Abb.: 35 Szintigramm eines Schilddrüsenphantoms mit ^{99m}Tc

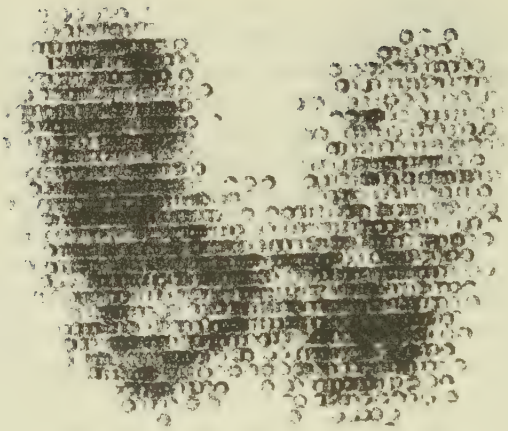


Abb.: 36 Szintigramm eines Schilddrüsenphantoms mit ^{131}J

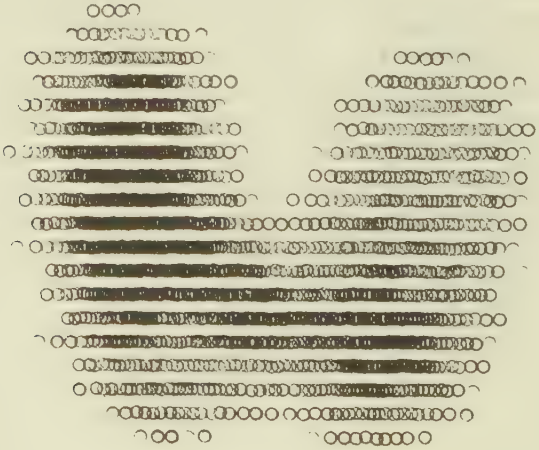


Abb.: 37 Szintigramm eines Schilddrüsenphantoms mit ^{131}J

Abb.: 3[illegible] Schilddrüsenszintigramm eines Patienten mit ^{99m}Tc

Abb.: 39 Schilddrüsenszintigramm eines Patienten mit ^{99m}Tc

Abb.: 40 Schilddrüsenszintigramm eines Patienten mit ^{131}J

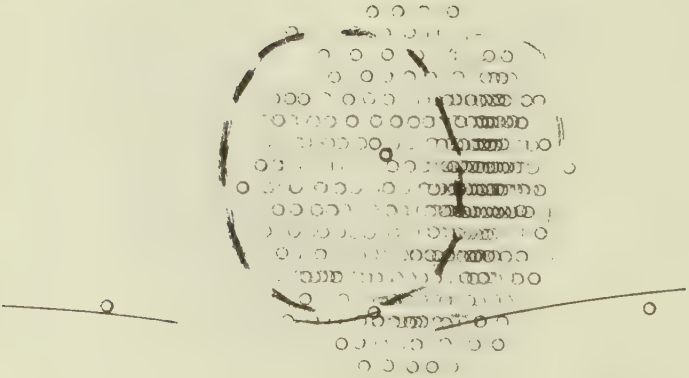


Abb.: 41 Schilddrüsenszintigramm eines Patienten mit ^{131}J

Abb.: 44 Leberszintigramm mit ^{198}Au-Kolloid

Abb.: 45 Leberszintigramm mit ^{99m}Tc-Sulfurkolloid

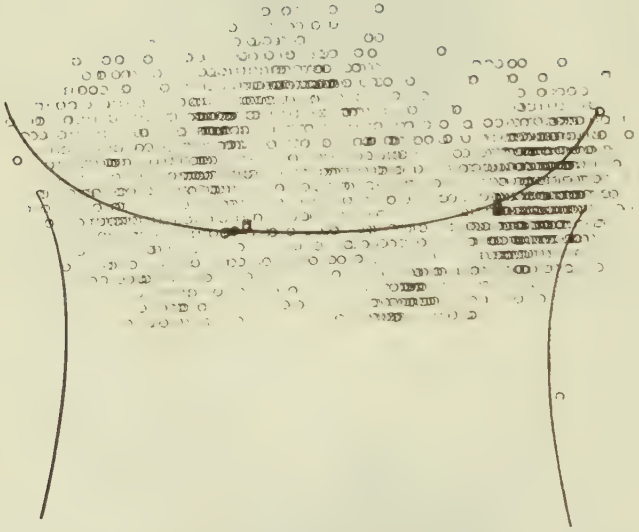


Abb. 1: Szintigramm der Kopfspeicheldrüsen mit ^{99m}Tc

Diskussion

Mit dieser Arbeit sollte eine vergleichende experimentelle Untersuchung der Radionuklide ^{99m}Tc und ^{131}J mit Bezug auf die Schilddrüsenszintigraphie durchgeführt werden.

Die dafür notwendigen Experimente mußten unter vergleichbaren Bedingungen durchgeführt werden. Hierzu boten sich Phantomuntersuchungen mit Kollimatoren an.

Die Methode beruht auf der im klinischen Routinebetrieb angewandten Technik der Szintigraphie. Die Messungen wurden mit Kollimatoren, die für die Szintigraphie mit ^{131}J berechnet wurden, durchgeführt. Das führte zu einer gewissen Benachteiligung der Ergebnisse für ^{99m}Tc. Diese Benachteiligung ist meiner Ansicht nach gravierender für die praktische Anwendung (leichtere Kollimatoren, keine so starke Abschirmung, kürzere Scanzeiten), als in den experimentell gewonnenen Ergebnissen. Die Empfindlichkeit der verwendeten Kollimatoren für ^{99m}Tc ist groß genug, wenn auch nicht optimal.

Zunächst wurden im Wasserphantom die Kollimatorcharakteristiken in Form der Isoresponse-Linien für ^{131}J und ^{99m}Tc ermittelt. Als Charakteristika sind hierbei die maximale Empfindlichkeit (=100 %) und die Halbwertsbreite (Abb.: 6 bis 13) von Bedeutung. Hierbei ergab sich für ^{99m}Tc eine größere Empfindlichkeit in geringeren Tiefen gegenüber ^{131}J. Diese Empfindlichkeit der Kollimatoren für ^{99m}Tc ist am größten bis zu einer Tiefe von 4 cm im Phantom. Bei größeren Tiefen ändert sich das Ergebnis zu Gunsten von ^{131}J, da die weichere γ-Strahlung des ^{99m}Tc vom Gewebe, in diesem Fall Wasser, stärker absorbiert wird. In Tiefen größer als 4 cm ist also Jod eindeutig überlegen. Wie aus den Halbwertsbreiten weiter zu ersehen ist und noch deutlicher aus der Kurve für die Empfindlichkeit (Abb.: 16 bis 23) hervorgeht, fällt ^{99m}Tc in Tiefen größer als 8 cm stark ab und ist nicht mehr zu gebrauchen. Vergleicht man die Ergebnisse beider Kollimatoren für ^{99m}Tc allein, so ergibt sich eine etwas größere Empfindlichkeit des 31 Loch-Vielkanalkollimators gegenüber des 19 Loch-Vielkanalkollimators, besonders in Tiefen von 4 cm und mehr. Zum Beispiel liegt das Maximum der Empfindlichkeit für den

19 Loch-Vielkanalkollimator bei 2 cm Tiefe, das für den 31 Loch-Vielkanalkollimator in 4 cm Tiefe.

Weitere Experimente wurden im Organphantom, in Form eines Plexiglasbeckens, durchgeführt. Im Gegensatz zur Bestimmung der Isoresponse-Linien wurde das Wasser des Beckens radioaktiv angereichert. Damit sollte die radioaktive Umgebungsstrahlung imitiert werden.

Es wurden Messungen durchgeführt, die die Abhängigkeit der Impulsratenverhältnisse über dem Tumor zu der Umgebung I_T/I_U von verschiedenen Größen und Tiefen der Knoten im Gewebe zeigen sollten. Dabei zeigte sich die Überlegenheit des ^{99m}Tc gegenüber dem ^{131}J wieder eindeutig in geringeren Tiefen, in deutlicher Abhängigkeit von der Tumorgröße. Die große Kugel (Durchmesser 2,6 cm) mit hoher absoluter Strahlungsintensität ist bis zu einer Tiefe von mehr als 8 cm noch in geringem Maße dem Jod überlegen, während die Tiefe bei der mittleren (2,0 cm Ø) und der kleinen Kugel (1,2 cm Ø) deutlich geringer ist. In allen Kugelgrößen zeigt sich, daß die maximale Empfindlichkeit nicht unbedingt den geringsten Abstand zum Kollimator bedeutet, sondern im Bereich des Fokus des jeweiligen Kollimators liegt. Wobei sich in diesem Beispiel zeigt, daß, entsprechend dem Ergebnis der Isoresponse-Linien, das Maximum des 31 Loch-Vielkanalkollimators bei 2 cm Tiefe im Gewebe, unabhängig von der Strahlungsquellengröße und der Art der Strahlung. Es handelt sich hierbei also um eine Funktion der Kollimatorcharakteristik. In der Kugelgröße von 1,2 cm Ø sind die Unterschiede nicht mehr deutlich ausgeprägt. Auch absolut gesehen dürfte eine Erkennung eines Tumors von 1,2 cm Ø und darunter unabhängig von der Art des verwandten Isotops schwierig sein, was durch klinische Erfahrung belegt ist. (33)

Weiter wurde die Abhängigkeit der Impulsratenverhältnisse I_T/I_U von wechselnden Schichtdicken des Phantoms ermittelt. Hierbei wurde jeweils die Schichthöhe der radioaktiven Umgebung verändert, die Größe des Tumorphantoms und seine Tiefe im Phantom jedoch konstant gehalten. Das würde etwa unterschiedlichen Strumaausmaßen entsprechen. Wiederum zeigte sich,

daß die weichere γ-Strahlung des ^{99m}Tc bei einem oberflächlichen Tumor (in der Tiefe von 2 cm) dem ^{131}J bei Schichtdicken von 8 cm deutlich überlegen ist. Der Quotient der Impulsratenverhältnisse I_T/I_U ist größer. Das wird auch dadurch bedingt, daß die Umgebungsstrahlung des ^{99m}Tc aus größeren Tiefen nicht mehr bis an die Oberfläche vordringt und sich negativ auf die Größe des Quotienten auswirken kann, wie es durch die harte Strahlung des Jods geschieht. Diese Verschlechterung des Quotienten zu Ungunsten von Jod wirkt sich jedoch nur in oberflächennahen Bereichen aus.

Für die kleine Kugel (1,2 cm Ø) ergeben sich schon in Schichtdicken von 4 cm keine signifikanten Unterschiede in der Strahlungsintensität mehr, die eine sichere Identifizierung erlauben würden. Die Ergebnisse dieser Kugelgröße wurden daher nicht verwertet.

Zur weiteren Abrundung der Ergebnisse wurden erneut Phantommessungen durchgeführt, wobei nun die Schichtdicke und die Konzentrationsverhältnisse zwischen Tumor und Umgebung geändert wurden. Dabei ergab sich, wenn die Tiefe des Tumors im Phantom konstant gehalten wurde, wiederum ein günstigeres Resultat für das ^{99m}Tc mit allen drei Tumorgrößen in oberflächennahen Bereichen. Mit größeren Schichtdicken tritt wiederum die härtere Strahlung des Jods kräftiger zum Vorschein und verändert das Ergebnis zu Gunsten von Jod. Die Kurven schneiden sich zwischen 8 bis 10 cm Schichtdicke. Für die Tumorgröße von 1,2 cm Ø lassen sich die Verhältnisse nicht mehr exakt bestimmen und müssen daher unberücksichtigt bleiben. Das ist zum Teil auch auf den mit geringerer Impulszahl größer werdendem statistischen Fehler zurückzuführen.

Verändert man die Tiefe des Tumors im Gewebe, so ergibt sich, ebenfalls mit wachsender Tiefe, eine Verschlechterung des Ergebnisses von ^{99m}Tc gegenüber dem ^{131}J. Während ^{99m}Tc gegenüber ^{131}J in Schichtdicken bis zu 8 cm eindeutig überlegen ist, unabhängig von der Größe der Tumoren, ergibt sich für ^{131}J regelmäßig ein besseres Ergebnis in Schichtdicken von mehr als 8 cm. In größeren Schichtdicken und tief liegendem Tumor ändert sich das Verhältnis zu Gunsten von Jod. Jetzt bewirkt die

härtere Strahlung des ^{131}J, daß auch aus großen Schichtdicken noch genügend Impulse den Kollimator erreichen. In praktischer Anwendung gelingen jedoch nur Schichtdicken bis etwa 8 cm. Wiederum ergeben sich für Tumorgrößen von 1,2 cm Werte, die eine deutliche Erkennung der Tumoren schon bei Tiefen von 4 cm im Gewebe zweifelhaft erscheinen lassen. Das verschlechtert sich noch bei größerer Schichtdicke und damit höherer Umgebungsstrahlung, für Jod stärker als für Technetium. Die weichere γ-Strahlung macht sich aus größerer Tiefe nicht so störend bemerkbar, da sie nur eine Halbwertsschicht von 4,6 cm im Gewebe besitzt und damit in größeren Tiefen absorbiert wird.

In diesem Zusammenhang möchte ich noch auf die Forderungen von G. M. E. Matthews (25) hinweisen, die dieser für die Einführung neuer Isotopen in den klinischen Betrieb erhebt: Unter anderem gehören dazu Möglichkeiten eines entsprechenden Meßsystems (Kollimatoren; Fensterweite des Pulsanalysers; Kristalleffektivität; Faktoren, die die Zeit betreffen, in der die Zählungen akkumulieren), Eigenschaften der Isotopen (physikalische und biologische Eigenschaften) und Organverhältnisse (Größe und Tiefe des Organs im Gewebe und der Veränderungen, die entdeckt werden sollen).

Alle diese Forderungen sind inzwischen für das ^{99m}Tc und seine Einführung in den klinischen Routinebetrieb zur weitgehenden Zufriedenheit erkannt und gelöst worden.

Es werden noch klinische Beispiele von Schilddrüsenszintigrammen gezeigt, die die gleich gute Qualität von ^{99m}Tc mit der des herkömmlichen ^{131}J zeigen, außerdem die vielseitige Anwendungsmöglichkeit des ^{99m}Tc, das in Form von Pertechnetat (Schilddrüse, Speicheldrüse etc.) und als kolloidale Lösung (Lunge, Leber etc.) verwendet werden kann, illustrieren.

V. Zusammenfassung

Es wurde eine vergleichende experimentelle Untersuchung der Radionuklide ^{99m}Tc und ^{131}J unter besonderer Berücksichtigung der klinischen Anwendung in der Szintigraphie durchgeführt. Diese Untersuchungen wurden zu einem Teil in vergleichenden Phantommessungen und zum anderen Teil an klinischen Beispielen ausgeführt.

Die verwendeten Kollimatoren waren für die γ-Energie des ^{131}J (364 keV) konstruiert, so daß sich bei der niedrigeren γ-Energie des ^{99m}Tc (140 keV) keine optimalen Bedingungen ergaben.

Es wurden die Isoresponse-Linien für die verschiedenen Kollimatoren und Nuklide bestimmt. Dabei fand sich für die Isoresponse-Linien gemessen mit einem 19 Loch-Vielkanalkollimator das Maximum für ^{131}J in einer Tiefe von etwa 4 cm, für ^{99m}Tc jedoch in einer Tiefe von nur 2 cm. Für die Isoresponse-Linien gemessen mit dem 31 Loch-Vielkanalkollimator in gleicher Tiefe, bei 4 cm.

Die Halbwertsbreiten und die relativen Empfindlichkeiten wurden berechnet und graphisch dargestellt.

Ferner wurde die Abhängigkeit des Impulsratenverhältnisses über dem Tumor zu dem der Umgebung (I_T/I_U) von verschiedenen Größen und Tiefen im Gewebe bestimmt. Die Messungen zeigten eine deutliche Überlegenheit des ^{99m}Tc gegenüber dem ^{131}J in Tiefen bis etwa 4 cm. Bei Messungen mit der großen Kugel (2,6 cm Ø) erstreckte sich der Bereich, in dem ^{99m}Tc die günstigeren Werte ergab, sogar bis zu 8 cm Tiefe.

Bei Messungen der Impulsratenverhältnisse I_T/I_U in Abhängigkeit von wechselnden Schichtdicken des Phantoms ergab sich ein günstigeres Resultat für ^{99m}Tc in oberflächennahen Bereichen, unabhängig von der Schichtdicke.

Messungen der Impulsratenverhältnisse I_T/I_U in Abhängigkeit von der Schichtdicke des Phantoms bei verschiedenen Konzentrationsverhältnissen zwischen Tumor und Umgebung:

a) Die Tiefe des Tumors im Phantom ist konstant gehalten, die Größe der Kugel variiert. Hierbei zeigte sich ein günstigeres Verhältnis des ^{99m}Tc in den verschiedenen Kugelgrößen bis zu einer Schichtdicke von etwa 10 cm. Mit der kleinsten Kugelgröße (1,2 cm Ø) sind die Verhältnisse nicht mehr exakt zu bestimmen.

b) Bei konstanter Größe des Tumors, aber sich ändernder Tiefe des Tumors im Phantom. Wiederum zeigte sich die Überlegenheit des ^{99m}Tc in Schichtdicken bis zu 8 cm in allen Konzentrationsverhältnissen, während die stärker durchdringende Strahlung des ^{131}J in größeren Tiefen die des ^{99m}Tc übertrifft.

Abschließend wurden Untersuchungen am Patienten durchgeführt. Es wurden szintigraphische Darstellungen der Schilddrüse einmal mit ^{99m}Tc-Pertechnetat und zum Vergleich mit ^{131}J angefertigt. Ebenfalls wurden Szintigramme der Speicheldrüse mit ^{99m}Tc-Pertechnetat gemacht. Die szintigraphische Darstellung der Leber erfolgte mit ^{198}Au-Kolloid und ^{99m}Tc-Sulfurkolloid. Auch hier konnte die Überlegenheit des ^{99m}Technetium gegenüber den zum Vergleich hinzugezogenen Nukliden ^{131}Jod und ^{198}Gold demonstriert werden.

VI. L i t e r a t u r s a m m l u n g

1 Akhtar,M. Ein einfaches Verfahren zur Herstellung von ^{99m}Tc-Sulfurkolloid für die Leberszintigraphie, Röfo, 110 (2), 217, 1969

2 Albn, J.E., An improved ^{99m}Tc generator for medical applications, Int. J. appl. Rad. Isot., 16, 332, 1965

3 Andros, G., P.V. Harper, K. A. Lathrop and R. J. Mc Cardle, Pertechnetate-99m localization in man with applications to thyroid scanning and the study of thyroid physiology, J. clin.endocr.Metab., 25, 1067, 1965

4 Anger, H.O. and D.M. Davis, Gamma-ray detection efficiency and image resolution in sodiumjodide, Rev.sci.Instrum., 35, 693, 1964

5 Barnaby,C.F., The electron energy spectrum from ^{131}J Hlth.Phys., 10 437, 1964

6 Beasley, T.M., H.E. Palmer and W. B. Nelp, Mikrokarte TID-223/8, OCT 27, 1965

7 Börner, W., E. Moll und H. Bayer, Schilddrüsenszintigramme mit ^{99m}Technetium, Mediz. Welt, 21, 1151, 1965

8 Börner, W., H. Grünberg und E. Moll, Die szintigraphische Darstellung der Kopfspeicheldrüsen mit ^{99m}Tc, Mediz. Welt, 42, 2378, 1965

9 Bogardus, C.R.Ir., M.D. Seymour, H. Levitt and V. J. Ficken, Tandem eluation of ^{99m}Technetium generator, Amer.J.Rad., 97, 886, 1966

10 Cameron, J.R. and D.B. Bell, Thyroid uptake studies with ^{131}J in very small doses, Radiology, 79, 452, 1962

11 Degrossi, O., J.M. Seeber, H. Gotta, A. Ollivari and A. Chwojnik, Use of ^{99m}Technetium in hepatic scintillography, Nature (Lond., 208, 86, 1965

12 Degrossi, O., H. Gotta, A. Olivari, V. Pecorini and A. Chwojnik, Possibilities of using ^{99m}Tc in place of radiojodine in thyroid function studies, Nucl.Med., 4, 383, 1965

13 Freemann, L.M. and R. A. Rosen, Liver photoscanning with Technetium 99m sulfurcolloid, New York State J. of Med., 67, 3118, 1967

14 Garzon, O.L., M.C. Paleos and R. Radicella, A technetium-99m labeled colloid, Int.J. appl. Rad. Isot., 6, 613. 1965

15 Gibbs, J. C. Jr., E. J. Halligan, R. V. Grieco and J.E. McKeown, Scinntiscanning the thyroid nodule. An aid in tis surgical managment, Arch. Surg., 90, 323, 1965

16 Greig, W.R., Diagnosis of Thyroid disorders using radioaktive iodine, Medical Monograph 5, The radiochemical centre Amersham, England

17 Gwyther, M.M. and E.O. Field, Aggregated Tc^{99m}-labeled albumin for lung scintiscanning, Int. J. appl. Rad. Isot., 17 (8), 485

18 Haas, J.P., K.J. Schmidt und R.E. Wolf, Erfahrungen mit der Schilddrüsenszintigraphie unter Verwendung von ^{99m}Tc-Pertechnetat, Fortschr. Röntgenstr. (Sonderdruck), 10, Heft 2

19 Harper, P.V., R. Beck, D. Charleston and K. A. Lathorp, Optimization of a scanning method using ^{99m}Tc, Nucleonics, 22 50, 1964

20 Harper, P.V., K.A. Lathrop and P. Richards, ^{99m}Tc as a Radiocolloid, J. nucl. Med., 5, 382, 1964

21 Heilmann, H.-P. und H. Schleusener, Schilddrüsenerkrankungen, Medicus Verlag GmbH., Berlin, 1968

22 Heinrich, H.C., E.E. Gabbe and D.H. Whang, Die biologische Halbwertszeit und Umsatzrate von ^{131}J im Organismus der Ratte, Atomkernenergie , 9, 279, 1964

23 Kuba, J., P.Knoll, V. Husák, M. Wiedermann und O. Charanza, Technetium ^{99m} in der Diagnostik von Schilddrüsenerkrankungen, Fortschr. Röntgenstr., 105, 84, 1966

24 Kuba, J., M. Wiedermann und S. Komenda , Zur Problematik der ^{99m}Tc-Pertechnetat-speicherung in der Schilddrüse, Nucl. Med., 6, 53, 1967

25 Loken, M.K., G.T.Telander and R.J.Salmon, ^{99m}Technetium compounds for visualization of body organs, J. Amer.med.Ass., 194, 152, 1965

26 Matthews,C.M.E, Comparison of Isotopes for Scanning, J. nucl.Med., 6, (3), 155, 1965

27 Matthews, C.M.E. and J. R. Mallard, Distribution of ^{99m}Tc and tumor brain concentration in rats, J. nucl.Med., 6, 404, 1965

28 McAfee, J.G., R.G. Ause and H.N. Wagner Jr., Diagnostic value of scintillation scanning of the liver. Follow-up of 1000 studies, Arch.intern.Med. 116, 95, 1965

29 Motzkus, F., Der Einfluß der Größe einer Strahlenquelle auf die Isoresponse-Linien eines Vielkanal-Kollimators, Fortschr. Röntgenstr., 105, 564, 1966

30 Murano, R. and W.B. Nelp, Calibration of Tc^{99m}, J. nucl.Med., 6,610, 1965

31 Myhill, J., Theory of multichannel collimated szintillation detectors, Int.J.appl.Rad.Isot., 12, 10, 1961

32 Nelp, W. B., The use of Technetium ^{99m} in photoscanning procedures, Picker clinical Scintillator, IX, 7-C, 1965

33 Oeser, H., H. Ernst und F. Motzkus, Radionuklide in der Frühdiagnostik von Tumoren, Deutscher Röntgenkongress (Sonderdruck), 14, 1964

34 Oeser, H., H. Ernst und F. Motzkus, Grundlagen und Grenzen der Tumordiagnostik mit Radionukliden, Berliner Medizin, 16, 357, 1965

35 Patton, D.D., E.N. Garcia and M.M. Webber, Simlified preparation of Technetium ^{99m} sulfide colloid for liver scanning, Amer.J. Röntg., 97, 880, 1966

36 Schneider, C., Morphologische Diagnostik der Leber mit Radioisotopen, Dtsch.med.Wschr., 91, 819, 1966

37 Schumacher, W., Die Leberdiagnostik mit radioaktiven Substanzen, Radiologe, 5, 357, 1965

38 Smith, E.M., Radiochemical purity, interna dosimetry and calibration of Tc^{99m}, J. nucl. Med., 5, 383, 1964

39 Smith, E.M., Properties, uses, radiochemical purity and calibration of Tc^{99m}, J. mucl. Med., 5, 871, 1964

40 Smith, E.M., Internal dose calculation for Tc^{99m}, J. nucl. Med. 6, 231, 1965

41 Stebner, F.C., W. R. Eyler, L.A. Du Sault, M.A. Block, A. P. Kelly and R. Richols, ^{99m}Tc-Pertechnetate scanning of salivary gland, Radiology, 90 (I), 583, 1968

42 Stern, H.S., I. Zolle and J. G. McAffee, Preparation of ^{99m}Tc labeled serum albumin, Int. J. appl. Rad. Isot., 16, 283, 1965

43 Tayler, E.H., Test for radiochamical purity of sodium radio-iodide (^{131}J) solution U.S.P. by thin-layer chromatography, J. pharm. Sci., 54, 639, 1965

Danksagung

Meinen Dank möchte ich an dieser Stelle ausdrücken

Herrn Professor Dr. H. Oeser für die Überlassung des Themas und die wohlwollende Förderung der Arbeit.

Herrn Professor Dr. H. Ernst für die stets freundliche und leitende Unterstützung.

Herrn Dr. F. Motzkus für dessen sachkundige und umfangreiche Beratung und Hilfe besonders in den physikalischen und meßtechnischen Bereichen.

Herrn Dr. Reinhold und Herrn Wolf vom Hahn-Meitner-Institut für deren freundliche Zusammenarbeit bei der Herstellung von kolloidalem Technetiumsulfid.

Frau Dr. D'Ans vom Institut für Elektromikroskopie am Fritz-Haber-Institut der Max-Planck-Gesellschaft, die die elektronenmikroskopischen Vergrößerungen anfertigte.

L e b e n s l a u f

Am 17. Juni 1942 wurde ich, Hans, Siegfried Lechermann, als Sohn des Tischlermeisters Johann Lechermann und seiner Ehefrau Helene, geb. Braun, in Berlin geboren.

Von 1948 bis 1956 besuchte ich die Grundschule zunächst in Bayern, danach in Berlin-Biesdorf.

Von 1956 bis 1960 ging ich zur Kant-Oberschule in Berlin-Lichtenberg.

Nach erfolgreichem Abschluß mit dem Abitur begann ich 1960 an der Humboldt-Universität zu Berlin mit dem Studium der Medizin. Ein Semester nach dem Vorphysikum wechselte ich zur Freien Universität Berlin über, an der ich mein Studium der Medizin fortsetzte und beendete.

Dazwischen studierte ich das Sommersemester 1964 an der Universität München. Im März 1967 bestand ich das medizinische Staatsexamen und begann meine Medizinalassistentenzeit.

Von Oktober 1968 bis Juli 1969 studierte ich an der London School of Hygiene and Tropical Medicine, an der ich das Academic Postgraduate Diploma in Clinical Medicine of the Tropics - D C M T (Lond.)-erwarb.

Danach setzte ich meine Medizinalassistentenzeit fort.